



HAL
open science

Exercice, veines et maladie veineuse chronique : effets de l'exercice et des conditions de récupération

Samuel Beliard

► To cite this version:

Samuel Beliard. Exercice, veines et maladie veineuse chronique : effets de l'exercice et des conditions de récupération. Médecine humaine et pathologie. Université Bourgogne Franche-Comté, 2017. Français. NNT : 2017UBFCE009 . tel-02401441

HAL Id: tel-02401441

<https://theses.hal.science/tel-02401441>

Submitted on 10 Dec 2019

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

THESE DE DOCTORAT DE L'ETABLISSEMENT UNIVERSITE BOURGOGNE FRANCHE-COMTE
PREPAREE A L'UPFR DES SPORTS DE BESANCON

Ecole doctorale
Environnements - Santé

Doctorat de Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives (STAPS)

Thèse présentée et soutenue à Besançon, le 06 novembre 2017

Par **Samuel Béliard**

*Exercice, veines et maladie veineuse chronique :
effets de l'exercice et des conditions de récupération*

Composition du Jury :

M. REGNARD Jacques	PU PH, CHRU de Besançon, France	Président du jury
M. BRISSWALTER Jeanick	PU, Vice Président de la Commission Recherche Université Nice Sophia Antipolis, France	Rapporteur
M. LEFTHERIOTIS Georges	PU PH, LP2M - CNRS-UNS UMR 7370 Université de Nice-Sophia Antipolis, France	Rapporteur
Mme RIMAUD Diana	PhD, ingénieur de recherche, CHU Saint Etienne, France	Examinatrice
M. BIEUZEN François	PhD, Institut National du Sport du Québec, Canada	Examinateur
M. MOUROT Laurent	MCU HDR, UPFR des Sports de Besançon, France	Examinateur
M. TORDI Nicolas	PU, directeur UPFR des Sports de Besançon, France	Directeur de thèse
M. RAKOBOWCHUK Mark	PhD, Thompson Rivers University, Canada	Codirecteur de thèse

REMERCIEMENTS

On retrouve souvent dans cette partie de la thèse, un grand paragraphe de remerciements suivi d'une petite citation. Je m'autorise une présentation un peu différente avec des remerciements courts (mais non moins sincères) et j'attribuerai ensuite aux différentes personnes que je souhaite remercier une ou plusieurs citations idoine. Des Hommes ont eu le talent de prononcer ou d'écrire de très belles choses, je trouve cela beaucoup plus judicieux de rapporter leurs propos et de les faire entrer en résonance avec mon propre vécu et mes propres émotions plutôt que de vouloir les paraphraser (avec le risque d'aboutir à un résultat médiocre).

Cette aventure m'aura appris qu'il est impossible de faire de la recherche seul, la notion d'équipe est la base de tout projet. Je souhaite donc adresser des remerciements sincères :

- à l'ensemble des sujets ayant participé aux différentes études menées dans le cadre de ce travail de thèse, sans eux, aucun travail scientifique ne serait réalisable,
- aux membres du jury, vous me faites l'honneur d'accepter de juger ma thèse, et ceci est une première reconnaissance envers mon travail,
- à mon directeur, mon codirecteur et aux membres de mon comité de suivi de thèse qui m'ont guidé tout au long de ce travail,
- aux différents partenaires scientifiques du secteur public (EA 4267 PEPITE Pathologies et Epithéliums: Prévention, Innovation, Traitements, Evaluation, Centre Hospitalier de Dole, Centre Hospitalier de Besançon, plateforme Exercice Performance Santé Innovation à Besançon, Centre de Ressource et d'Expertise à la Performance Sportive de Dijon, Fédération Française de Gymnastique) et du secteur privé (laboratoires Innothéra, Entente Sportive Besançon Masculine, Philips, Esaote, Compressport, Ad Rem Technology) qui ont facilité la mise en place des différents projets,
- à l'ensemble des collaborateurs scientifiques avec qui j'ai pu travailler,
- à Marie pour le travail de relecture,
- à ma famille et mes amis pour leur soutien tout au long de cette aventure,
- à Victor, Arthur et Aurélie pour leur indispensable présence au quotidien.

A Nicolas, mon directeur de thèse et guide depuis le Master

L'organisation dans le travail est plus importante que la plupart des gens ne le croient.

Hanif Kureishi

Savoir écouter, c'est posséder, outre le sien, le cerveau des autres.

Léonard de Vinci

Aux membres de mon comité de suivi de thèse

It doesn't matter how beautiful your theory is, it doesn't matter how smart you are. If it doesn't agree with experiment, it's wrong.

Richard Phillips Feynman

A ma famille

Le désir de connaître le pourquoi et le comment est appelé curiosité.

Thomas Hobbes

Il n'arrive jamais rien d'intéressant sans audace.

Hanif Kureishi

On n'hérite pas la Terre de nos ancêtres, mais on l'emprunte à nos enfants

Antoine de Saint Exupéry

Aux copains du Team Intersport

La vie, c'est comme une course à pied : il y aura toujours des gens plus rapides ou plus lents que vous. Tout ce qui compte au final, c'est la vigueur que vous avez mise à parcourir votre chemin.

Joël Dicker

A mes amis, à Bertrand, à Delphin, à Marie, à Lucille, à Sylvain

La sagesse consiste à connaître la valeur de ce que nous possédons

Hanif Kureishi

Un sourire est souvent l'essentiel. On est payé par un sourire. On est récompensé par un sourire.

Antoine de Saint Exupéry

A David, à Gael et à Julien qui m'auront bien aidé pour la méthodologie

Réussir, c'est aller d'échec en échec sans perdre son enthousiasme

Winston Churchill

A Thibaut et à Adri

Ce foutu problème se résume à peu de choses : tu dois t'engager dans la voie que tu as choisie. Car tu l'as choisie (la plupart des gens ne peuvent en dire autant). Tu es malin, tu es jeune et tu as, comme je te l'ai déjà dit, du talent.

Nick Hornby

A JB

- Connaissez vous le seul moyen de faire rire le bon Dieu ?

- Racontez-lui vos projets !

En d'autres termes, pas d'affolement, rien ne se passe comme prévu, c'est la seule chose que nous apprend le futur en devenant du passé.

Daniel Pennac

Carpe diem noctemque

Epicure

A Damien

Durant la plus grande partie d'un jour ordinaire, je suis dingue.

Nick Hornby

Quand on fait quelque chose, c'est pour devenir le plus grand, non ?

Eric Cantona

A Arthur et à Victor

Sois toi même, les autres sont déjà pris.

Oscar Wilde

Savoir s'étonner à propos est le premier pas fait sur la route de la découverte

Louis Pasteur

Les folies sont les seules choses que l'on ne regrette jamais !

Oscar Wilde

Plus les efforts sont grands, plus intense sera le bonheur, et plus longtemps il sera gravé en vous.

Laurent Gounelle

A Aurélie

Le bonheur n'existe vraiment que s'il est partagé

Christopher Johnson Mc Candless

L'amour, une fois qu'il a germé donne des racines qui ne finissent plus de croître

Antoine de Saint Exupéry

Table des matières

1	Introduction générale	9
2	Etat de l'art	12
2.1	Généralités sur l'hémodynamique veineuse	12
2.1.1	<i>Anatomie du réseau veineux</i>	12
2.1.2	<i>Propriétés de la paroi veineuse</i>	16
2.1.3	<i>Principes physiologiques du retour veineux</i>	18
2.1.4	<i>La pression veineuse</i>	18
2.1.5	<i>Les acteurs du retour veineux</i>	20
2.2	Activité physique et veines : adaptations physiologiques	22
2.2.1	<i>Adaptations au cours de l'activité physique</i>	22
2.2.2	<i>Adaptations après l'activité physique</i>	25
2.2.3	<i>Effets des dispositifs de récupération</i>	25
2.3	Activité physique et pathologie veineuse	38
2.3.1	<i>Claudication veineuse</i>	38
2.3.2	<i>Maladie veineuse chronique et activité physique</i>	40
3	Questionnements et hypothèses	45
3.1	Activité physique et veines : adaptations physiologiques	45
3.1.1	<i>Au cours de l'activité physique</i>	45
3.1.2	<i>Au cours de la phase de récupération post-exercice</i>	46
3.1.3	<i>Effets des dispositifs de récupération</i>	47
3.2	Activité physique et pathologie veineuse	51
4	Outils et Méthodes	54
4.1	Explorations fonctionnelles physiologiques	54
4.1.1	<i>Système cardiovasculaire périphérique</i>	54
4.1.2	<i>Système cardiovasculaire central</i>	59
4.2	Outils permettant l'évaluation de la pathologie veineuse	60
4.2.1	<i>Evaluation de la maladie veineuse chronique</i>	60
4.2.2	<i>Recherche d'une Thrombose Veineuse Profonde ou Superficielle</i>	64
4.3	Outils de mesure de la performance	64
4.4	Outils de mesure de ressenti du sujet	70
4.5	Dosages sanguins	70
4.6	Recherche bibliographique	71
4.7	Evaluation de la pression exercée par un dispositif de compression	73

4.8	Méthodes de récupération testées	74
4.8.1	<i>Les dispositifs de compression</i>	74
4.8.2	<i>Les méthodes d'immersion</i>	76
4.8.3	<i>L'électrostimulation neuro musculaire</i>	76
4.8.4	<i>L'association de plusieurs méthodes de récupération</i>	78
4.9	Analyses statistiques.....	79
4.9.1	<i>Statistiques inférentielles</i>	79
4.9.2	<i>Statistiques qualitatives</i>	80
4.9.3	<i>Nombre prévu de sujets à inclure</i>	82
5	Travaux de la thèse	84
5.1	Travaux Publiés.....	84
5.1.1	<i>Evaluation des effets aigus de la course à pied sur la pompe veineuse surale</i>	84
5.1.2	<i>Effets du port de dispositifs de compression au décours d'une activité physique</i>	89
5.1.3	<i>Effets de l'immersion en eau tempérée, en eau froide et de l'immersion contrastée sur le calibre des veines des membres inférieurs</i>	98
5.2	Travaux en cours de publications	104
5.2.1	<i>Evaluation d'une claudication veineuse</i>	104
5.2.2	<i>Etude n°1</i>	107
5.2.3	<i>Etude n°2</i>	117
5.3	Travaux en cours de réalisation	133
5.3.1	<i>Etude n°3</i>	133
5.3.2	<i>Etude n°4</i>	148
6	Discussion générale et conclusions.....	150
7	Perspectives	159
8	Bibliographie	164
9	Liste des publications.....	177
9.1	Publications en lien direct avec la thèse.....	177
9.1.1	<i>Premier auteur</i>	177
9.1.2	<i>Liste des auteurs</i>	177
9.2	Publications sur d'autres thèmes	178
9.2.1	<i>Premier auteur</i>	178
9.2.2	<i>Liste des auteurs</i>	178
9.3	Articles de vulgarisation	178
10	Liste des communications	179
10.1	Communications en lien direct avec la thèse.....	179

10.1.1	<i>Congrès nationaux</i>	179
10.1.2	<i>Congrès internationaux</i>	179
10.2	Communications sur d'autres thèmes.....	180
10.2.1	<i>Congrès nationaux</i>	180
11	Liste des abréviations	181
12	Liste des figures	183
13	Liste des tableaux.....	189
14	Articles	192

1 INTRODUCTION GENERALE

Le système cardiovasculaire est composé du cœur, du réseau artériel (circuit à haute pression), des capillaires (zone d'échanges) et du réseau veineux (circuit à basse pression). Il assure la mise en mouvement et la distribution du sang dans l'organisme. Le sang, contenu dans ce réseau vasculaire fermé, est à la fois un transporteur qui participe notamment à l'alimentation des tissus (apport en oxygène et en nutriments) et à leur drainage (clairance des déchets liés au métabolisme et au catabolisme). Il est également un acteur important de la thermorégulation, de la défense de l'organisme et du maintien de l'homéostasie. Dans ce travail, le raisonnement sera axé uniquement sur la circulation systémique et nous n'aborderons pas la circulation pulmonaire.

L'hémodynamique veineuse est très complexe. En effet, contrairement au versant artériel, où l'ensemble du débit sanguin est produit par le cœur, puis distribué aux organes par le réseau artériel selon un régime de pression bien identifié ; sur le versant veineux, de nombreux acteurs participent à la mise en mouvement du sang pour permettre son retour jusqu'à l'atrium droit. De plus, du fait de ses propriétés et de la faible pression sanguine qui y règne, le réseau veineux est plus sensible aux variations des conditions environnementales (exercice, position du corps...) que le système artériel. A l'interface entre le système artériel et le système veineux, le réseau capillaire assure les échanges entre le sang et le liquide interstitiel ; milieu intérieur où vivent les cellules.

Les circulations artérielle et veineuse sont étroitement interdépendantes, la loi de Starling stipule que la force d'éjection systolique de chaque ventricule droit et gauche augmente en réponse à sa distension diastolique. Ainsi, une augmentation de la pression veineuse centrale a pour conséquence une augmentation du débit cardiaque (DC) droit puis gauche ce qui contribue donc à rehausser la pression artérielle systémique. Inversement, une augmentation du débit cardiaque gauche a pour effet de transférer plus de sang du secteur d'amont (les veines) vers le secteur d'aval (les artères), et donc de réduire la pression veineuse centrale. Le cœur est donc une pompe foulante et aspirante. Ainsi, en toutes circonstances, le fonctionnement de l'appareil cardiovasculaire s'établit à un point d'équilibre représentant l'intersection des courbes décrivant ces deux mécanismes : la courbe de fonction cardiaque, illustrant la loi de Starling, et la courbe de fonction vasculaire,

illustrant l'effet de pompe. Les travaux de Guyton permettent de confronter ces deux courbes sur un même graphique illustrant les effets combinés des modifications de la fonction cardiaque et de la fonction vasculaire (Guyton 1955).

La modélisation de l'hémodynamique veineuse est difficile. En effet, les particularités anatomiques (réseaux veineux profond et superficiel), les caractéristiques de la paroi (compliance, présence de valvules), l'impact de la position du corps (décubitus, position assise, position debout, corps en mouvement), la multiplicité des facteurs concourant au retour veineux (vis a tergo, vis a latere, pompe veineuse musculaire surale...) sont autant d'éléments qui démontrent la complexité structurelle et fonctionnelle du système veineux. Il est indispensable de détailler la complexité du réseau veineux pour pouvoir appréhender la fonction veineuse en particulier dans les situations où l'environnement physique (température, pression) ou métabolique (exercice) se modifie. Une partie de ce manuscrit sera dédiée à la description du réseau veineux.

La situation d'exercice physique perturbe les équilibres physiologiques et hémodynamiques du fait notamment de l'augmentation de la demande métabolique et de la gestion de la thermorégulation. Des adaptations du réseau vasculaire sont donc nécessaires au décours de cette situation. Le système cardiovasculaire représente un circuit fermé avec un continuum entre le versant artériel et le versant veineux. Malgré cela, il existe une grande inégalité dans la littérature concernant l'intérêt porté à l'un et à l'autre de ces deux versants dans le contexte de l'activité physique. Ainsi, le réseau artériel a largement été étudié dans ce contexte, notamment dans le but de mieux comprendre le rôle protecteur que l'activité physique peut avoir dans la pathologie cardiovasculaire. A l'inverse, les adaptations du réseau veineux dans cette situation d'exercice physique et en post-exercice sont moins décrites dans la littérature. Ce manque de données peut s'expliquer en partie par le fait que la pathologie veineuse semble plus éloignée du risque d'accident cardiovasculaire. De plus, la difficulté liée aux explorations fonctionnelles veineuses peut représenter une limite dans l'intérêt porté par les scientifiques au réseau veineux au cours ou au décours de l'exercice. Ce réseau joue pourtant un rôle fondamental via le retour veineux dans le remplissage cardiaque (précharge) qui est un déterminant majeur du débit cardiaque. Nous réaliserons dans ce document un état de l'art permettant de présenter les notions connues concernant le lien entre la situation d'exercice et le réseau veineux (adaptations au cours de l'activité physique et après l'activité physique) ainsi que les effets

attribués à différentes méthodes mises en place pour apporter une assistance à l'hémodynamique veineuse en post-exercice.

Cet état de l'art sera ensuite complété par une description des relations entre la pratique d'une activité physique et les pathologies veineuses. Nous présenterons tout d'abord la claudication veineuse qui représente l'expression clinique de la pathologie veineuse lors de la réalisation d'une activité physique. Nous nous intéresserons ensuite aux effets chroniques de l'activité physique sur les pathologies veineuses. Les effets de la répétition dans le temps d'une activité physique sur le cœur ou les artères ont déjà fait l'objet de nombreux travaux ayant abouti à de nombreuses recommandations pour la pratique aussi bien chez le sujet sain que chez le patient souffrant d'une pathologie cardiovasculaire. A l'inverse, les données concernant les effets chroniques de la pratique d'une activité physique sur les veines ont été peu étudiées et les données rapportées sont très empiriques.

2 ETAT DE L'ART

2.1 GENERALITES SUR L'HEMODYNAMIQUE VEINEUSE

2.1.1 ANATOMIE DU RESEAU VEINEUX

Les veines sont formées par la convergence des veinules qui font suite aux capillaires.

Réseau veineux des membres inférieurs (MI)

Les définitions concernant l'anatomie du réseau veineux des MI sont issues du *Traité de médecine vasculaire sur la maladie veineuse chronique* rédigé par le collège des enseignants de médecine vasculaire (Lemasle 2015), et elles s'appuient sur un consensus international d'experts (congrès de l'Union Internationale de Phlébologie 2001). Du point de vue de la caractérisation fonctionnelle de l'anatomie veineuse, le système veineux des MI peut être décrit selon trois plans, limités par deux fascias musculaire (aponévrose qui recouvre les muscles et les structures profondes) et saphène (lame fibreuse du tissu sous-cutané) :

- Le système veineux profond, situé sous le fascia musculaire et qui comprend les troncs collecteurs profonds et les veines musculaires.
- Le système veineux intermédiaire, situé entre les deux fascias (compartiment saphène) et qui comprend les réseaux saphènes. On décrit dans ce système veineux la grande veine saphène (GVS), la petite veine saphène (PVS), la partie terminale de la veine saphène antérieure accessoire de cuisse et les 2/3 inférieurs de l'anastomose de Giacomini.
- Le système veineux superficiel, situé au-dessus du fascia saphène (également nommé fascia superficialis) et qui comprend les veines saphènes accessoires et les tributaires.

Cependant, dans ce travail, nous regrouperons au sein de la même entité le système veineux intermédiaire et le système veineux superficiel. Nous décrirons donc un réseau veineux profond (système veineux profond) et un réseau veineux superficiel (système veineux intermédiaire et superficiel). Cette nomenclature est la plus utilisée dans la littérature dédiée à l'hémodynamique veineuse, à l'évaluation des dispositifs de récupération et dans le cadre de la récupération post-exercice. Ces deux réseaux sont en relation au niveau de la jonction saphéno fémorale (GVS – veine fémorale commune VFC) et de la jonction saphéno

poplitée (PVS – veine poplitée), et au niveau des veines perforantes. Dans la situation physiologique, le sang se déplace du réseau veineux superficiel vers le réseau profond.

Réseau veineux profond des MI

La figure 2.1 est issue du *Traité de médecine vasculaire sur la maladie thromboembolique veineuse* rédigé par le collège des enseignants de médecine vasculaire (Luizy 2011). Cette figure reprend de manière schématique l'anatomie des veines du réseau profond.

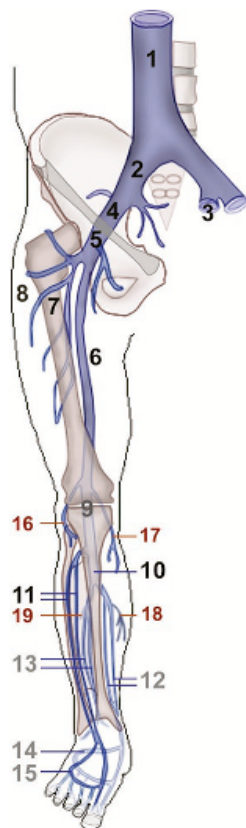


Figure 2.1 : Veines profondes du membre inférieur

1 : veine cave inférieure ; 2 : veine iliaque commune ; 3 : veine iliaque interne (drainage du pelvis) ; 4 : veine iliaque externe ; 5 : veine fémorale commune ; 6 : veine fémorale ; 7 : veine fémorale profonde ; 8 : veines circonflexes et quadricipitales ; 9 : veine poplitée ; 10 : veine tibio-fibulaire ; 11 : veines tibiales antérieures ; 12 : veines tibiales postérieures ; 13 : veines fibulaires ; 14 : veines plantaires ; 15 : veines dorsales du pied ; 16-17 : veines gastrocnémiennes ; 18-19 : veines jumelles.

Réseau veineux superficiel des MI

Le réseau veineux superficiel des MI est principalement composé par les veines saphènes. La GVS (Lemasle 2015) prolonge la veine marginale médiale du pied, passe en avant de la malléole médiale et monte à la face médiale de la jambe, le long du bord médial du tibia. Elle rejoint la cuisse en passant en arrière du condyle médial du genou. Dans la moitié inférieure de la cuisse, le trajet habituel de la GVS se situe en arrière du muscle sartorius. Parvenue au niveau du triangle de Scarpa, elle contourne obliquement d'arrière en avant, le bord libre, saillant du muscle long adducteur. La jonction saphénofémorale (JSF) est d'une grande fixité anatomique, elle est située 4 cm en dehors de l'épine du pubis et sous l'arcade fémorale. Elle

rejoint typiquement le versant antéro-médial de la veine fémorale commune. Au niveau de la JSF, la GVS reçoit deux afférences abdominales présentant un trajet descendant (veine circonflexe iliaque superficielle et veine épigastrique superficielle), une afférence génitale présentant un trajet transversal (veine pudendale latérale) et une afférence du MI (veine saphène antérieure accessoire de cuisse). La PVS (Lemasle 2015) prolonge la veine marginale latérale du pied, passe en arrière de la malléole latérale et monte à la face postérieure de la jambe. La terminaison de la PVS est variable, elle s'effectue ou au sein d'une veine gastrocnémienne via une perforante, ou au niveau de la veine poplitée via la jonction saphépoplitée, ou encore elle se poursuit par un prolongement post-axial (qui se drainera dans l'anastomose de Giacomini ou via une terminaison plexiforme). On retrouve également dans le réseau veineux superficiel des MI, les veines tributaires sus-faciales des veines saphènes.

Réseau veineux des membres supérieurs (MS)

Aux MS (Gobin-Metteil 2017), le réseau veineux s'organise également en réseau veineux profond et réseau veineux superficiel anastomosés entre eux. Au niveau du réseau veineux profond à l'avant-bras et au bras, les veines ont un trajet parallèle à l'artère du même nom (deux veines par artère). Ainsi, le réseau veineux de la main se draine dans les veines radiales (bord latéral) et ulnaires (bord médial) à l'avant-bras. Leur confluence à hauteur du pli du coude donne les veines brachiales, puis la veine axillaire et la veine sous-clavière qui sont uniques. En aval, le tronc veineux brachio-céphalique naît de la confluence de la veine sous-clavière et de la veine jugulaire interne. Les troncs veineux brachio-céphaliques droit et gauche confluent pour former la veine cave supérieure. Au niveau du réseau superficiel, il existe de nombreuses variations anatomiques. Cependant, on retrouve habituellement au niveau de l'avant-bras les veines céphalique anté-brachiale (bord latéral), basilique anté-brachiale (bord médial) et la veine médiane de l'avant-bras. Ces veines confluent au pli du coude pour donner la veine basilique brachiale (bord médial et drainage dans une veine brachiale ou dans la veine axillaire) et la veine céphalique brachiale (bord latéral et drainage dans la veine sous-clavière).

Réseau veineux splanchnique

Le réseau veineux splanchnique (Bissonnette et Valla 2015) comprend le système de la veine porte d'une part, le système des veines hépatiques et de la partie terminale de la veine cave

inférieure d'autre part. Le drainage veineux digestif, aboutissant à la veine porte, est particulier, puisqu'il est organisé en parallèle du système cave. Le sang portal est ainsi drainé vers le foie et représente environ les trois quarts de l'apport hépatique sanguin. Les troncs veineux principaux sont parallèles aux axes artériels : veine gastrique gauche, veine splénique et veine mésentérique inférieure (ces deux dernières se réunissant en tronc splénomésaraïque), et veine mésentérique supérieure. Le drainage veineux hépatique dans la veine cave inférieure est assuré par trois veines hépatiques principales, et quelques veines hépatiques accessoires variables en nombre et en diamètre.

Valvules veineuses

Toutes les veines de la circulation systémique (hormis les veines caves) sont équipées de valvules (Figure 2.2 issue du *Traité de Médecine Vasculaire sur la maladie veineuse chronique* rédigé par le collège des enseignants de médecine vasculaire (Luizy 2011)). Les valvules sont plus nombreuses dans les veines profondes que dans les veines superficielles, et plus nombreuses distalement que proximement. Elles se trouvent dans des renflements en ampoule (sinus) au sein desquels la paroi présente des replis dont les bords libres sont parallèles à l'axe d'aplatissement et qui assurent un écoulement sanguin unidirectionnel (en direction de l'atrium droit). Ces valvules fonctionnent comme un clapet anti-retour (replis endothéliaux ne s'ouvrant que vers le haut), permettant à la colonne de sang de ne progresser que dans le sens cardiopète, c'est-à-dire de la périphérie vers la racine des membres. Sa fonction est ainsi de fractionner le flux sanguin dans la veine et d'assurer une circulation à sens unique (Pang 2000). Les valvules flottent dans la lumière, dans le sens naturel de l'écoulement et s'accrochent lorsque le flux s'inverse. En effet, elles ne se ferment que lorsque la pression veineuse en aval devient plus importante qu'en amont, mais ne doivent pour cela pas être incontinentes. Présentes également dans les veines d'un calibre inférieur à 1 mm, le rôle principal des valvules est de protéger les veinules et les capillaires des variations brutales de la pression veineuse engendrées par l'exercice musculaire.

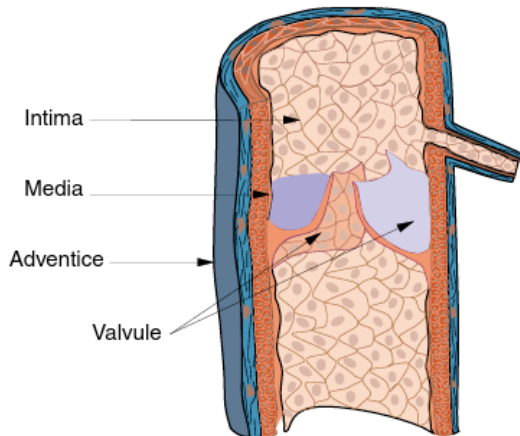


Figure 2.2 : Structure de la paroi veineuse

La paroi veineuse comporte une adventice riche en fibres de collagène, une couche musculaire moins épaisse que dans la paroi artérielle, et une intima formant des replis constituant des valvules.

2.1.2 PROPRIETES DE LA PAROI VEINEUSE

Comme pour les artères, la paroi veineuse s'organise en trois couches (Figure 2.2) : intima (cellules endothéliales) – média (cellules musculaires lisses) – adventice (tissu conjonctif). Elle est mince, souple, aisément déformable, avec une média moins épaisse que celle des artères adjacentes. Les veines sont généralement de plus large diamètre que les artères qu'elles accompagnent, et sont, du moins en périphérie, plus nombreuses (on constate généralement deux veines pour une artère). Les veines sont composées principalement de collagène, d'élastine et de cellules musculaires lisses. Le collagène et les fibres d'élastine contribuent aux propriétés passives ou viscoélastiques de la paroi veineuse et les cellules musculaires lisses participent au tonus veineux.

Les rôles principaux du système veineux sont de maintenir un retour veineux de la périphérie vers le cœur et de servir de réservoir sanguin afin d'assurer un remplissage cardiaque optimal (Gelman 2008). Ainsi, en situation de repos, les veines jouent un rôle capacitif correspondant à environ 70% du sang total de l'organisme alors que cela représente 18% pour les artères et seulement 3% pour les artérioles. Les propriétés spécifiques de la paroi veineuse permettent d'accepter d'importantes variations de volume pour de faibles variations de pression transmurale. La limite de distension d'un vaisseau est appelée distensibilité et peut être définie comme la variation du volume vasculaire pour une variation de pression ($\Delta V/\Delta P$). Ce terme distensibilité est souvent employé indifféremment par les auteurs avec celui de compliance. Une nuance existe toutefois entre ces deux termes : alors que la distensibilité représente la variation du volume vasculaire pour une variation de pression, la compliance désigne la pente de la courbe pression-volume établie

pour différentes pressions. Comme ces deux termes sont utilisés indifféremment par de nombreux auteurs et que le terme consacré en langue anglophone est le terme *venous compliance*, nous utiliserons dans ce manuscrit le terme *compliance*. L'inverse de la compliance est appelé élastance (propriété structurelle) : elle désigne la résistance à la déformation et, par conséquent, la facilité de retour du vaisseau à son volume initial après distension, c'est-à-dire $\Delta P/\Delta V$. La compliance veineuse est très importante et approximativement trente fois supérieure à celle des artères (Gelman 2008). Les veines ne sont pas des structures parfaitement élastiques mais des structures viscoélastiques très déformables dont la capacité de se distendre varie selon les conditions de pression. La pente de la relation volume/pression veineuse (Figure 2.3 issue du *Traité de Médecine Vasculaire sur la maladie thrombo-embolique veineuse* rédigé par le collège des enseignants de médecine vasculaire (Pérez-Martin et al. 2015)) est forte à basse pression transmurale et ne s'infléchit que pour les hautes pressions. Dans la première partie de la courbe, une augmentation minimale de pression sanguine suffit à changer la forme de section de la veine. Celle-ci est en effet collabée selon un axe d'aplatissement qui détermine deux faces et deux bords si la pression sanguine est faible ou négative. Pour une pression faiblement positive, la section de la veine devient elliptique et n'atteint une forme circulaire qu'à pression élevée. Si la pression transmurale augmente encore, la veine présentera un accroissement modéré du diamètre.

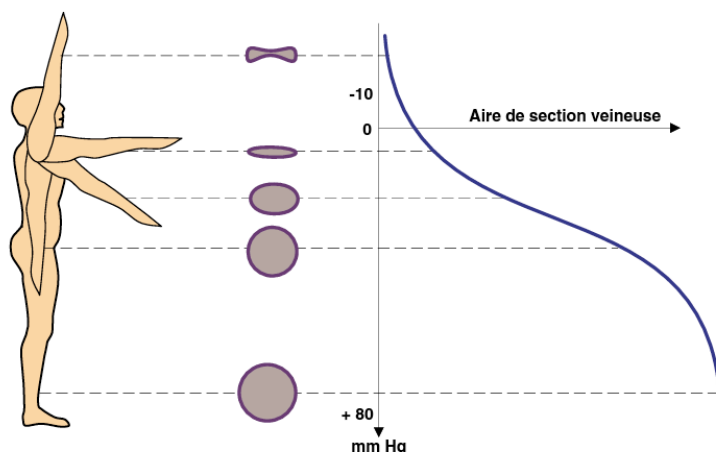


Figure 2.3 : Représentation graphique de la relation volume/pression veineuse

La compliance veineuse est élevée à basse pression transmurale et faible pour des pressions fortes.

Au sein du réseau veineux, il existe des disparités de tonus veineux et de compliance. Les veines splanchniques et cutanées bénéficient d'une abondante innervation sympathique, et leur paroi comporte de nombreux récepteurs α_1 et α_2 adrénergiques, tandis que les veines des muscles striés squelettiques sont très pauvrement innervées. Le réseau splanchnique

reçoit 25% du débit cardiaque et contient environ 20% du volume sanguin total ; les veines du réseau splanchnique sont les plus compliantes de l'organisme (Gelman 2008). Ainsi, le réseau splanchnique est un véritable réservoir sanguin qui peut facilement et rapidement être mobilisé pour assurer une pression de remplissage adaptée au niveau de l'atrium droit. La mobilisation de ce volume sanguin sera autorégulée par les variations du débit cardiaque (Rothe et Gaddis 1990). La circulation veineuse cutanée joue un rôle essentiel dans la thermorégulation. La température environnementale aura une action directe sur les veines superficielles avec une vasorelaxation en réponse à la chaleur, et une vasoconstriction lors de l'exposition au froid. Les veines profondes des membres sont moins compliantes que les veines du territoire splanchnique ou du territoire cutané, leur rôle de réservoir de sang est moindre. L'innervation sympathique des veines des muscles striés squelettiques étant très modeste, la veino-constriction ne peut, par exemple, s'opposer efficacement à la distension veineuse passive qui survient aux MI en orthostatisme. Les changements de pression hydrostatique au niveau des veines profondes sont compensés par la pression externe exercée par les muscles squelettiques. Par ailleurs, la compliance veineuse est altérée par l'âge (Monahan et al. 2001). Cette altération est probablement liée aux modifications de la composition de la paroi veineuse. En effet, une diminution du rapport entre l'élastine et le collagène dans la paroi veineuse a été observée avec l'âge.

2.1.3 PRINCIPES PHYSIOLOGIQUES DU RETOUR VEINEUX

Le flux sanguin des veines vers le cœur est déterminé par le gradient entre la pression veineuse périphérique et la pression veineuse centrale (Gelman 2008). Ainsi, le retour veineux est dépendant de plusieurs facteurs (Guyton 1955) : la quantité de sang disponible (volémie), le degré des résistances vasculaires périphériques, la pression de remplissage circulatoire moyenne et la pression veineuse centrale.

2.1.4 LA PRESSION VEINEUSE

La pression artérielle élevée permet de perfuser tous les tissus de l'organisme, quelle que soit la posture du sujet. En revanche, la pression sanguine veineuse est faible et très dépendante des conditions environnementales et notamment de la position du sujet. En effet, selon la position dans laquelle se trouve un sujet et selon s'il est au repos ou à

l'exercice (statique – dynamique), la part de chaque mécanisme du retour veineux est très variable.

Décubitus : être couché

En décubitus dorsal (position couchée sur le dos), les veines des MI sont quasiment à la même hauteur que l'atrium droit, la pression hydrostatique est donc négligeable, le gradient de pression qui dirige le sang vers le cœur droit est faible. La pression veineuse à la cheville en décubitus est de l'ordre de 7 à 12 mm Hg alors que la pression veineuse au sein de l'atrium droit est d'environ 2-3 mm Hg. En décubitus, le gradient de pression permettant le retour veineux est de l'ordre de 5 à 10 mm Hg (Gelman 2008).

Assis jambes pendantes : la pression veineuse à la cheville en position assise est de l'ordre de 55 mm Hg.

Orthostatisme : se tenir debout

Orthostatisme passif (tilt test) : le passage en orthostatisme entraîne la séquestration de 500 à 600 ml de sang au niveau des MI (300 ml par jambe). En position debout au repos, la pression dans l'atrium droit est d'environ 0,8 mm Hg, alors que la pression veineuse en cheville est environ 90 mm Hg (la pression hydrostatique dépend de la taille du sujet) (Recek 2013). Chez le sujet sain, la pression artérielle et le DC ne sont pas affectés par la mise en orthostatisme du fait de l'activation immédiate des médiateurs du système sympathique aboutissant à une vasoconstriction (Gelman 2008).

Orthodynamisme : le sujet debout en marche

En orthodynamisme, la pompe musculo-aponévrotique du mollet entre en jeu (Nicolaidis 2000). La pression dans la loge postérieure de la jambe double avec la contraction des muscles du mollet (100-150 mm Hg à 200-300 mm Hg), 60 à 70 ml de sang veineux sont expulsés vers la veine poplitée toutes les 4 ou 5 systoles musculaires.

La pression veineuse augmente un peu au début du pas, à l'appui du talon (85-95 mm Hg), elle redescend à 70 mm Hg à la fin du pas, et ainsi de suite jusqu'à diminuer de 45 à 50 mm Hg. Il faut 5 à 12 pas pour que la pression veineuse à la cheville atteigne sa valeur minimale à la marche, c'est à dire pour que la fonction de vidange veineuse ait été assurée. Elle retrouve son niveau basal à l'arrêt de la marche en 15 à 40s.

Pression veineuse ambulatoire : pression mesurée dans une veine superficielle de la cheville ou du pied, par voie sanglante, en orthostatisme, juste après 10 flexions-extensions sur la pointe du pied (tiptoe) avec arrêt en appui sur le membre controlatéral.

2.1.5 LES ACTEURS DU RETOUR VEINEUX

La vitesse circulatoire sanguine est toujours plus basse sur le versant veineux que sur le versant artériel au même ordre de division. L'énergie cinétique est donc négligeable sur la plus grande partie du réseau veineux, de sorte que la modulation du flux sanguin dépend principalement des conditions locales (pression, déformation des tissus environnants) et d'aval (variations cycliques des pressions atriales). Différents mécanismes vont agir de manière synergique pour maintenir un gradient de pression permettant un flux veineux de remplissage au niveau de l'atrium droit. La part de chacun de ces mécanismes est variable selon la position et l'activité du sujet.

Vis a fronte

Définition : facilitation du retour veineux par l'effet aspiratif lié à la pression dans l'atrium droit d'une part et aux variations de pression liées aux mouvements ventilatoires (Becker 2006).

Une facilitation du retour veineux au niveau de la veine fémorale a été observée pendant l'inspiration « thoracique » (65% de l'ensemble du flux se produit pendant l'inspiration), et une réduction du retour veineux au niveau de la veine fémorale pendant l'expiration (Miller et al. 2005). Lors de l'inspiration, la pression intrathoracique diminue, cela permet une diminution de la pression dans l'atrium droit (effet aspiratif du cœur) et une facilitation du retour veineux. A l'inverse, lorsque l'on réalise une « respiration abdominale » avec mise en jeu principalement du diaphragme, l'inspiration freine le retour veineux et l'expiration l'accélère (Miller et al. 2005). Une augmentation de la pression intra-abdominale (manœuvre de Valsalva) est à l'origine d'un blocage du retour veineux.

Vis a tergo

Définition : force de retour veineux résultant de la pression résiduelle post-capillaire générée initialement par l'activité du ventricule gauche (Becker 2006). Elle est de l'ordre de 10-15 mm Hg quand le sujet est au repos.

Vis a latere

Définition : force de retour veineux résultant des pressions s'exerçant sur la paroi déformable de la veine (pulsations des artères adjacentes), les valvules canalisant le volume veineux déplacé (Becker 2006).

La pompe musculaire du mollet

La contraction des muscles des MI (principalement des fléchisseurs plantaires) aboutit à la compression des veines intramusculaires accélère le flux sanguin veineux et permet une facilitation du retour veineux vers le cœur (Stewart et al. 2004). Plus la circonférence du mollet est grande et plus la fonction de pompe est améliorée (Stewart et al. 2004).

La pompe musculaire du mollet (Dagrada 2009; Nicolaidis 2000) est reconnue comme le moteur de la physiologie du retour veineux des MI (métaphore du cœur périphérique - pompe foulante et aspirante). Pour qu'elle soit efficace, cette pompe implique que le mollet (triceps sural comprenant le muscle soléaire et les chefs médial et latéral du muscle gastrocnémien) soit suffisamment musclé, que l'aponévrose et le muscle soient en bonne adéquation de manière à ce que la contraction musculaire chasse le sang veineux et que l'articulation tibio-tarsienne soit libre (Porter et Moneta 1995).

La figure 2.4 (issue du *Traité de médecine vasculaire sur la maladie veineuse chronique* rédigé par le collège des enseignants de médecine vasculaire (Luizy 2011)) illustre le fonctionnement de la pompe veineuse surale. Lors de la contraction des muscles de la loge postérieure de la jambe, la pression au sein de cette loge augmente jusqu'à 250 mm Hg, le sang veineux est chassé vers l'axe poplitéo-fémoro-iliaque dont les valvules sont ouvertes, les valvules d'amont, les valvules musculaires, les valvules des veines perforantes se ferment. La pression au sein des veines axiales (tibiales postérieures et fibulaires) est diminuée et passe de 80-100 mm Hg à moins de 30 mm Hg. En diastole (relaxation musculaire), une diminution de la pression au sein du réseau veineux profond permet au sang veineux présent en distalité du MI et au sang veineux des veines superficielles (via le réseau des perforantes) d'être aspiré vers le réseau jambier (Becker 2006). La mise en action de cette pompe veineuse surale contribue à l'expulsion de 65% du sang veineux des MI, versus 15% pour l'activation des muscles de la cuisse (Meissner 2005).

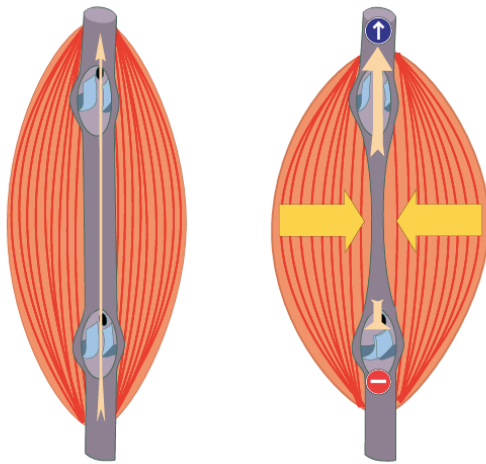


Figure 2.4 : Contraction musculaire et retour veineux

Lors de la contraction musculaire, les veines situées au sein des masses musculaires ou sous leurs aponévroses se trouvent écrasées, et le sang qu'elles contiennent est alors chassé en direction de l'atrium droit, à la condition que les valvules soient continentes en amont.

La semelle plantaire de Lejars

La semelle plantaire de Lejars correspond au riche réseau veineux situé entre l'épiderme et les plans osseux sous-jacents. Le moyen le plus efficace pour réaliser sa vidange est la mise en charge et la marche (écrasement), la flexion des orteils permet également sa vidange (Corley et al. 2010). Le sang éjecté est réparti de manière égale au niveau des veines tibiales postérieures et des veines fibulaires (Broderick et al. 2010). Les auteurs ne sont pas tous d'accord sur la définition anatomique de cette entité (Corley et al. 2010 ; Broderick et al. 2008), cependant, sur le plan hémodynamique la pose du pied sur le sol est reconnue comme le facteur initial du retour veineux lors de la marche (Ricci, et al. 2014).

2.2 ACTIVITE PHYSIQUE ET VEINES : ADAPTATIONS PHYSIOLOGIQUES

2.2.1 ADAPTATIONS AU COURS DE L'ACTIVITE PHYSIQUE

Lors d'une activité physique, la demande en oxygène au niveau musculaire est accrue. L'équation de Fick relie la consommation en oxygène (VO_2) au débit cardiaque (DC) et à la différence artério-veineuse du contenu en oxygène ($D[A-V]O_2$) : $VO_2 = DC * D[A-V]O_2$ (Wilmore et Costill 2009). L'augmentation de la demande en oxygène aboutit à une augmentation du débit cardiaque et également du débit artériel périphérique dans les territoires musculaires concernés par l'exercice physique (en parallèle réduction du débit dans les territoires non prioritaires – reins, territoire splanchnique notamment). Les travaux consacrés à l'adaptation circulatoire à l'exercice musculaire accordent une place bien plus grande au cœur (volume d'éjection systolique (VES), fréquence cardiaque (FC)) et aux

artères (évaluation de la post-charge et de la pression artérielle) qu'au système veineux. Celui-ci joue pourtant un rôle fondamental en maintenant la pression de remplissage cardiaque, ainsi qu'une pression basse dans les veines déclives. La pompe veineuse des membres inférieurs permet à la fois :

- Une augmentation du débit cardiaque : selon la relation de Frank-Starling, une **augmentation de la précharge cardiaque** (volume télédiastolique) permet une optimisation des capacités contractiles du cœur et favorise une augmentation du VES. Ceci est vrai pour le cœur droit (le premier) comme pour le cœur gauche (secondairement, sauf lors du lever rapide où c'est le volume sanguin pulmonaire qui assure la précharge gauche tant que le VES droit reste bas).
- Une augmentation de la perfusion musculaire locale : **optimisation du gradient de pression entre le versant artériel pré-capillaire et le versant veineux post-capillaire.**

L'élévation du débit cardiaque lors de l'activité physique résulte de la levée du tonus vagal et de l'activation sympathique (action centrale), ainsi que de la baisse de la post-charge (action sur le système artériel), mais elle serait impossible sans une augmentation concomitante du remplissage cardiaque droit (adaptation de l'hémodynamique veineuse). Guyton a ainsi démontré qu'une hausse « artificielle » du débit cardiaque par stimulation ventriculaire était rapidement limitée par le collapsus des veines centrales (Guyton 1955) ; autrement énoncé, cela signifie que le cœur ne peut envoyer plus de sang dans la circulation systémique qu'il n'en reçoit. Le flux sanguin des veines vers le cœur est déterminé par le gradient de pression qui règne entre la pression veineuse périphérique et la pression veineuse centrale au niveau de l'atrium droit. Les différents lits vasculaires évoluent de manière opposée si l'on considère le réseau veineux des MI et le réseau veineux splanchnique (Gelman 2008). En effet, durant l'exercice, le flux sanguin splanchnique peut être diminué de 1500ml/min à 350ml/min. La consommation en oxygène dans le territoire splanchnique est préservée par l'augmentation de la différence artério-veineuse en oxygène qui peut varier de 4 à 17 ml d'O₂/100ml de sang. A l'inverse, le flux sanguin musculaire peut augmenter de 1l/min environ au repos à environ 22l/min avec une augmentation concomitante du DC jusqu'à 25 l/min et une consommation en oxygène supérieure à 4l/min. La différence artério-veineuse au niveau musculaire augmente jusqu'à 18ml d'O₂/ 100ml de sang, ce qui représente approximativement 90% d'extraction. Les mécanismes responsables de ces ajustements

hémodynamiques impliquent des réponses différentes dans le muscle par rapport au système splanchnique. Une augmentation de la stimulation sympathique au cours de l'exercice physique est à l'origine d'une vasoconstriction dans le territoire splanchnique qui conduit à une diminution du flux, de la pression et du volume au niveau des veines du réseau splanchnique et une augmentation du retour veineux et du débit cardiaque. Dans le territoire musculaire, au cours de l'exercice, il existe une vasodilatation artérielle liée pour une part mineure à l'activation des récepteurs β_2 adrénergique et pour une large part à l'accumulation locale de métabolites ayant un effet vasodilatateur (lactate, adénosine principalement). Cette vasodilatation conduit à une augmentation du gradient de pression artério-veineux dans le muscle et permet une augmentation du retour veineux et également du débit cardiaque. Dans le même temps, la stimulation sympathique aura un effet vasoconstricteur au niveau des territoires musculaires non sollicités par l'exercice et au niveau des autres tissus, ce qui aboutira également à une augmentation du retour veineux et du débit cardiaque.

Par ailleurs, la composante statique / dynamique de l'activité physique aura un rôle très important sur l'hémodynamique veineuse et sur les différents acteurs du retour veineux (semelle plantaire de Lejars, pompe veineuse surale, vis a fronte, vis a tergo, vis a latere). Ainsi, on peut opposer plusieurs activités physiques avec d'une part, les activités où le retour veineux est « bloqué ou freiné » : en haltérophilie, par exemple, l'effort est réalisé avec une mise en jeu minime de la pompe veineuse surale (position debout, absence de flexion plantaire) et en parallèle, une augmentation très importante de la pression intra-abdominale (manœuvre de Valsalva, effort de poussée à glotte fermée). Ces différents éléments auront tendance à limiter le retour veineux des MI. A l'inverse, on retrouve des activités où le retour veineux est « favorisé », c'est le cas par exemple de la course à pied qui est un sport dynamique avec une alternance rythmée des contractions des masses musculaires des membres inférieurs (dont le triceps sural) et des mouvements ventilatoires.

D'autre part, au cours de l'activité physique, le débit sanguin cutané (réseau veineux superficiel) augmentera également dans le but d'évacuer l'excès de chaleur concomitant de la production d'énergie mécanique. Cette thermolyse se régule principalement via le débit sudoral qui est en lien direct avec le débit sanguin cutané.

2.2.2 ADAPTATIONS APRES L'ACTIVITE PHYSIQUE

La période de récupération peut se définir par le temps nécessaire pour que les différents paramètres physiologiques modifiés par l'exercice rejoignent les valeurs de l'état au repos (Wilmore et Costill 2009). Cela vaut aussi bien pour les paramètres cardiovasculaires, les paramètres musculaires, les réserves métaboliques et l'ensemble des paramètres de l'organisme qui ont été impactés par la réalisation d'un exercice physique. La cinétique de la phase de récupération sera variable d'un paramètre à l'autre et dépendra également de l'intensité et de la durée de l'activité physique. Comme cela a été rappelé dans le paragraphe précédent, l'exercice physique entraîne une augmentation du débit sanguin musculaire pour répondre à la demande métabolique accrue, et du débit sanguin cutané pour assurer la thermolyse. Cette hyperhémie se prolonge en post-exercice (Tschakovsky et Sheriff 2004). Elle se répercute sur les veines profondes et superficielles, dont le remplissage est fortement accéléré, comme l'ont montré les mesures effectuées après une marche prolongée (80 km) (Société française de phlébologie et al. 1995). La dilatation des veines superficielles constatée dans cette condition a fait évoquer le déclenchement par l'exercice d'une insuffisance veineuse fonctionnelle transitoire (Couzan et al. 2006). Toutefois, ces données restent au stade des hypothèses, en effet, la littérature est très pauvre concernant le comportement des veines en post-exercice et l'impact que cela peut avoir sur les capacités de récupération.

2.2.3 EFFETS DES DISPOSITIFS DE RECUPERATION

Il existe un paradoxe concernant les effets des dispositifs de récupération sur l'hémodynamique veineuse. En effet, d'une part, les données concernant l'hémodynamique veineuse en post-exercice sont pauvres et d'autre part, les dispositifs dédiés à la récupération post-exercice revendiquent pour la plupart un effet « bénéfique » sur le retour veineux en post exercice à l'origine d'une amélioration de la phase de récupération. Ainsi, un meilleur « drainage veineux » est considéré comme un atout pour une meilleure récupération dans les suites d'un exercice physique (Berry et al. 1990; Chatard et al. 2004). L'argument physiologique mis en avant pour justifier cet effet bénéfique est l'augmentation de la clairance des « déchets du métabolisme et du catabolisme musculaire ». De nombreuses études s'appuient ainsi sur les dosages sanguins de la lactatémie ou des taux de

créatine kinase pour évaluer l'efficacité d'une méthode de récupération (Ménétrier et al. 2013; Hamlin et al. 2012). Il est intéressant de constater que de nombreux dispositifs dédiés à la prise en charge médicale de la maladie veineuse chronique (MVC) sont également utilisés dans le cadre de la récupération post exercice (Macrae et al. 2011; Bieuzen et al. 2012). La problématique de l'optimisation du retour veineux est centrale dans les deux cas. Nous présenterons donc dans ce paragraphe trois modalités dédiées à la fois à la prise en charge de la maladie veineuse chronique et à la récupération post-exercice : la compression des MI, l'immersion, l'électrostimulation neuromusculaire ESNM surale.

Dispositifs de compression

Dans la littérature et dans le langage courant, le terme contention est très souvent utilisé à la place du terme compression. Pourtant, ces deux mots ont des définitions bien précises qui sont les suivantes d'après le dictionnaire latin-français Hachette de F. Gaffiot (ancien Professeur à la Sorbone et Doyen de la Faculté des Lettres de Besançon, 1934) :

- *Contendo* : tendre avec force / soutenir énergiquement.
- *Contentio* : action de tendre ou d'être tendu avec effort.
 - Un produit de contention est un produit résistant sans allongement possible (inélastique). Il se conduit comme une deuxième aponévrose inextensible autour de la partie du corps qu'il contient. L'action correspond au fait de maintenir fermement un muscle, un organe, dans un but thérapeutique.
- *Compressio* : correspond à l'action de comprimer et au résultat de cette action.
- *Comprimo* : comprimer, serrer.
 - Un matériel de compression exerce une pression permanente sur la partie du corps sur laquelle il est appliqué et cette pression varie en fonction de la tension de rétraction élastique du matériel utilisé.

Le pouvoir compressif des dispositifs dédiés aux membres inférieurs varie d'une part avec la capacité d'élasticité (capacité d'allongement et pouvoir de rétraction) du produit, et d'autre part, avec le profil de répartition des pressions (Becker et al. 2006). En agissant sur le maillage, le fabricant d'un produit compressif peut créer des profils de compression avec un gradient dégressif, des profils de compression avec un gradient progressif et des profils de compression sans gradient :

- Un profil de compression avec un gradient dégressif au niveau des membres inférieurs correspond à une pression maximale exercée à son extrémité distale, et minimale à son extrémité proximale. Ce profil de pression est le plus couramment utilisé pour la compression médicale (Partsch 2012) : pression maximale en cheville et décroissante du mollet, à la cuisse.
- Un profil de compression avec un gradient progressif au niveau de la jambe permet d'appliquer une pression maximale au niveau de la pompe veineuse surale (Couzan et al. 2002). La pression est donc maximale au niveau du mollet, et moindre du côté de la cheville (plus distale) comme sur le genou et sur la cuisse (plus proximaux).
- Un profil de compression sans gradient signifie que la pression exercée par le produit compressif est la même sur toute sa longueur.

La mesure de la pression d'interface est la méthode permettant de connaître in vivo la pression exercée par un produit compressif. Une autre méthode de mesure en laboratoire de l'élasticité d'un produit consiste à tester les caractéristiques de ce produit à l'aide d'un dynamomètre.

Dispositifs de compression et pathologie veineuse

L'utilisation médicale de la compression veineuse dans le cadre de la MVC et dans le cadre du lymphoedème est basée sur plusieurs notions (Becker et al. 2006) :

- Effet antalgique : lutte contre le syndrome de jambes lourdes et douloureuses.
- Effet anti-œdème : limitation de la formation d'un œdème en luttant contre la pression de fuite vasculaire (équation de : pression oncotique / pression hydrostatique / filtration capillaire) ; réduction d'un œdème existant.
- Effet aponévrose : effet positif sur la pompe veineuse surale à la marche ; alliance entre élasticité et rigidité (Ibegbuna et al. 2003). Cette propriété se traduit par une diminution du reflux veineux, une diminution du volume veineux, une augmentation

de la fonction de pompe musculaire du mollet, une diminution de la pression veineuse ambulatoire et une diminution de la fraction résiduelle.

- Effet anti-reflux en position debout (Partsch 2012).
- Effet compressif local : utilisation de la loi de Laplace dans le but d'obtenir une compression forte en combinant coussinet et pression de repos (au niveau d'un ulcère ou d'un placard d'hypodermite).

Ainsi, la compression des membres inférieurs par des dispositifs médicaux est un procédé essentiel de prise en charge de la pathologie veineuse et lymphatique des membres inférieurs et cette thérapeutique bénéficie de recommandations (Haute Autorité de Santé 2010). Les différentes classes de compression (nomenclature française : classe I entre 10 et 15 mm Hg à la cheville, classe II entre 15 et 20 mm Hg, classe III entre 20 et 36 mm Hg et classe IV > 36 mm Hg) possèdent des indications précises selon la pathologie et selon son degré d'évolution (fiches de bon usage des technologies de santé rédigées en 2010 par la Haute Autorité de Santé sur la compression dans le cadre de la MVC et dans le cadre de la MTEV).

Dispositifs de compression et récupération post exercice

Au cours des vingt dernières années, le nombre de sportifs, de tout niveau, qui utilisent la compression des membres inférieurs au décours de leur activité physique n'a cessé d'augmenter. D'abord réservé aux sportifs initiés, cet usage de la compression se répand chez les novices, et se diversifie en fonction des activités sportives concernées. Cette pratique est apparue dans un premier temps dans les sports de course à pied (particulièrement de type trail), et plus récemment, dans les sports collectifs, en athlétisme, en cyclisme... Les effets physiologiques de la compression dédiée à l'activité physique qui peuvent déterminer bénéfiques et risques éventuels ne sont pas précisément définis. S'ils peuvent être imaginés, logiquement déduits, ils ne sont pas décrits précisément à partir de mesures scientifiques contrôlables ou reproductibles. Il est intéressant de remarquer qu'historiquement, des moyens de contention des membres inférieurs ont été utilisés depuis l'antiquité jusqu'au vingtième siècle par les fantassins des armées. Des bandes de lin, des guêtres en cuir ont été employées par ces soldats qui devaient marcher longtemps, sur de très grandes distances et de manière répétée. Cette pérennisation de l'équipement du fantassin au cours d'une très longue période historique s'est bien sûr accompagnée de changements techniques (Collège des enseignants de médecine vasculaire 2010). Comme les

sportifs contemporains, ces soldats étaient principalement des sujets jeunes, sans pathologie veineuse des membres inférieurs a priori, mais qui devaient répéter quotidiennement une activité physique des membres inférieurs longue et soutenue. Si l'on s'intéresse aux produits commercialisés et dédiés à la compression des membres inférieurs au décours d'une activité sportive, on retrouve actuellement plus de trente enseignes commercialisant plus de cent produits différents. Les caractéristiques de ces produits sont très différentes :

- Profils de répartition de pression différents : gradient de pression progressif versus gradient de pression dégressif.
- Pressions exercées différentes : de moins de 10 mm Hg à plus de 30 mm Hg au point C, circonférence maximale du mollet (résultats issus de travaux réalisés au sein des laboratoires Innothéra lors de mon travail de 6 mois en tant que chargé d'études dans le service de biophysique du laboratoire, Arcueil, France).
- Conditions d'utilisation : selon les indications des fabricants, les produits compressifs sont destinés à être utilisés plutôt au cours de l'activité physique ou plutôt au cours de la phase de récupération, ou parfois les deux.
- Les textiles utilisés sont également très différents d'un produit à un autre (polyamide, polyester, élasthane, polypropylène, coton, laine...).

Selon les marques, l'argument de vente proposé aux sportifs est soit un simple message commercial, soit un message commercial renforcé par une expertise scientifique et/ou médicale. De façons diverses, selon les annonces des fabricants, on rapporte aux produits les effets suivants : favoriser le retour veineux, favoriser le maintien musculaire, favoriser une récupération plus rapide et pour certains modèles, les produits permettraient une amélioration de la performance et de la résistance à l'effort ou encore une diminution du risque de blessure ou une optimisation de la thermorégulation.

Immersion

Les effets de l'immersion sur l'hémodynamique veineuse sont liés à deux phénomènes. Tout d'abord, la pression hydrostatique au cours de l'immersion permet une augmentation de la volémie en lien avec les mouvements liquidiens du secteur interstitiel vers le secteur plasmatique (Wilcock et al. 2006). De plus, lors de l'immersion, l'eau applique une pression dégressive de la partie la plus profonde jusqu'à la surface, ce qui limite la distension

veineuse liée à la pesanteur et qui améliore le retour veineux (Kurabayashi et al. 2001). Ainsi, la combinaison de l'augmentation de la volémie de la facilitation du retour veineux permet une augmentation du débit cardiaque via la relation de Frank-Starling (Farhi et Linnarsson 1977). Au niveau local, l'application d'une pression externe sur un membre entraîne une augmentation de la perfusion globale au niveau de ce membre par un mécanisme de vasodilatation (Ménétrier et al. 2015). Deux hypothèses sont proposées dans la littérature pour expliquer ce phénomène. La première est en lien avec le réflexe myogénique : la pression transmurale est la résultante des pressions latérales interne (exercée par le sang sur la paroi du vaisseau) et externe (exercée par les tissus environnants) opposées de part et d'autre des parois du vaisseau. L'application d'une pression externe sur le vaisseau augmente la pression latérale externe. Ceci aboutit à la réduction de la pression transmurale et entraîne par réflexe myogénique (relâchement des cellules musculaires lisses de la paroi vasculaire) une vasodilatation favorisant le drainage (Mayrovitz et Macdonald 2010). Dans la seconde hypothèse, la compression exercée sur le membre est à l'origine d'une accélération du retour veineux (Kurabayashi et al. 2001) responsable d'une augmentation du gradient de pression entre la veine et l'artère au niveau du lit vasculaire (phénomène aspiratif). Ce gradient sera à l'origine d'une augmentation de la force de cisaillement « shear stress » au niveau artériolaire qui aboutira à une augmentation de la synthèse et du relargage du NO par l'endothélium vasculaire aboutissant à une vasodilatation artériolaire (Tschakovsky et Hughson 2000).

Immersion et pathologie veineuse

L'immersion est un outil à la disposition du patient dans le cadre de la prise en charge et de la prévention de la MVC. Elle peut être utilisée seule ou en association avec l'activité physique (Hartmann et al. 1997). L'immersion est par exemple recommandée chez les femmes enceintes afin de lutter contre l'œdème et les symptômes liés à la MVC (Smyth et al. 2015). Celle-ci peut prendre la forme d'une cure thermale, qui constitue un cadre idéal pour l'organisation d'une véritable éducation thérapeutique structurée dédiée à la MVC. L'efficacité à 1 an de la cure thermale spécifique dédiée à la phlébologie avec éducation thérapeutique chez les patients atteints d'insuffisance veineuse a été démontrée en matière de signes physiques (*Venous Clinical Severity Score* (Rutherford et al. 2000)), de qualité de vie (*Chronic Venous Insufficiency Questionnaire* (Vasquez et Munschauer 2008)) et de douleur (échelle visuelle analogique ou EVA), mais pas sur l'incidence des ulcères (Carpentier

et al. 2014). Une autre étude a montré des effets positifs des bains thermiques sur l'insuffisance veineuse des membres inférieurs (Suffran et al. 1991).

Immersion et récupération post-exercice

L'immersion en eau tempérée (thermoneutral water immersion TNI), l'immersion en eau froide (cold water immersion CWI) et l'immersion contrastée (contrasting water temperature immersion CWT) sont des méthodes de récupération fréquemment employées par les sportifs.

Immersion en eau tempérée

Lors de TNI, seule la pression hydrostatique agit sur la partie immergée. Quand l'immersion est réalisée en post-exercice, jusqu'à la taille, on note une augmentation du retour veineux, du débit cardiaque global, du débit musculaire (de Glanville et Hamlin 2012) permettant une accélération de la clairance des déchets produits au cours de l'exercice physique à l'origine d'une meilleure récupération des capacités de l'athlète (Wilcock et al. 2006). Cependant, il existe des résultats contradictoires et d'autres protocoles ne mettent pas en évidence d'effet positif de TNI sur la phase de récupération (Versey et al. 2013).

Immersion en eau froide

Avant d'être utilisée comme technique de récupération suite à un exercice physique, l'immersion en eau froide a d'abord été proposée dans un but thérapeutique. Avec le froid, les objectifs visés étaient avant tout analgésiques et les traitements prescrits concernaient principalement les blessures aiguës du muscle squelettique (Hauswirth et al. 2010). Le premier mécanisme, lié à la température de l'eau généralement comprise entre 4 et 16 °C selon les études, permettrait de diminuer la température corporelle, de générer une vasoconstriction locale (Bleakley et al. 2012), d'altérer la transmission nerveuse ou encore de diminuer la réponse inflammatoire. Le deuxième mécanisme est induit par l'utilisation de l'eau qui permettrait d'associer au froid les effets de la pression hydrostatique sur la ou les parties du corps immergées dans le but notamment de réduire la taille de l'œdème musculaire post-exercice (Eston et Peters 1999). Il peut paraître paradoxal d'associer l'application du froid induisant une vasoconstriction à l'immersion qui induit une vasodilatation liée à la pression hydrostatique. Les études évaluant les effets vasculaires de CWI montrent une diminution du débit artériel entrant au niveau du membre inférieur (Ménétrier et al. 2015) après 16 minutes d'immersion jusqu'à la taille dans une eau à 12°C et de la perfusion musculaire après une immersion dans une eau à 8°C pendant 5 minutes

(Gregson et al. 2011) ou dans une eau à 9°C pendant 5 minutes (Choo et al. 2016). Le seul paramètre sur lequel CWI semble avoir un effet positif est la diminution des douleurs musculaires retardées (*delayed onset muscle soreness* DOMS) (Bleakley et al. 2012)

Immersion contrastée

L'effet recherché lors de CWT est une alternance de vasoconstrictions (effet froid) et vasodilatations (effet immersion). Ce phénomène décrit sous le nom de *vaso-pumping* (Bieuzen et al. 2013) s'explique par sa similitude avec la réalisation d'une récupération active au cours de laquelle l'action des muscles (contraction – relaxation) permet ce phénomène d'alternance « remplissage – vidange » musculaire. Ainsi, une amélioration du drainage des déchets musculaires est recherchée par ce processus associée à une réduction de l'œdème musculaire liée à l'exercice (Cochrane 2004). Sur le plan vasculaire, une augmentation du débit artériel entrant au niveau du membre immergé a été démontrée lors de CWT (Ménétrier et al. 2015). Dans cette étude, l'alternance eau froide (environ 12°C) et eau tempérée (environ 36°C) s'effectuait toutes les deux minutes pendant 12 minutes. Sur le plan de la qualité de la phase de récupération, une méta-analyse a montré une meilleure récupération de la force musculaire par rapport à une récupération passive (Bieuzen et al. 2013).

Electrostimulation neuro musculaire surale

L'ESNM se réfère à l'application d'impulsions électriques, à travers des électrodes posées à la surface de la peau dans le but de générer un potentiel d'action aboutissant à la contraction involontaire du muscle concerné (Lyons et al. 2002). L'application de cette modalité au niveau du mollet a pour objectif d'activer la pompe veineuse surale dans le but d'optimiser le retour veineux (Griffin et al. 2010). En parallèle, une augmentation du débit artériel a également été démontrée (Abraham et al. 2013).

ESNM surale et pathologie veineuse

L'ESNM surale est utilisée dans le cadre médical sur le plan veineux pour deux indications principales ; d'une part, pour la prévention de la maladie thromboembolique veineuse MTEV (Griffin et al. 2010) (limitation de la stase veineuse), et d'autre part, dans le cadre de la prise en charge de la MVC à tous les stades de la classification CEAP (tableau 4.1). L'explication physiopathologique est basée sur l'optimisation de l'hémodynamique veineuse induite par l'ESNM surale :

- Sujets en position assise : augmentation significative du débit veineux (multiplié respectivement par 2, 7, 7 par rapport à une situation de repos pour une stimulation à 5, 60, 120 stimuli/min), et augmentation du pic de vitesse (multiplié respectivement par 11, 5, 4 par rapport à une situation de repos pour une stimulation à 5, 60, 120 stimuli/min) (Griffin et al. 2010).
- Sujets en position couchée : augmentation du débit veineux au niveau de la veine poplitée (multiplié par 2,5) (Izumi et al. 2010).

Cliniquement, cela se traduit par l'amélioration des symptômes subjectifs et objectifs en lien avec une affection veineuse chronique, ainsi que par l'amélioration de la qualité de vie des patients souffrant d'une maladie veineuse chronique :

- Aux **stades C0 - C1 - C2 S (symptomatiques) de la classification internationale CEAP** : amélioration des symptômes de type lourdeur de jambes et prurit (Zuccarelli et al. 2005). Cet effet est retrouvé dans le cadre de la maladie veineuse chronique et également chez la femme enceinte (Le Tohic et al. 2009).
- Au stade **C3 de la classification CEAP** : régression efficace de l'œdème chez l'insuffisant veineux (Bogachev et al. 2011) et régression de l'œdème vespéral chez le sujet sain (Man et al. 2003).
- Au stade **C6 de la classification CEAP** : accélération de la capacité de cicatrisation des troubles trophiques d'origine vasculaire (Zuccarelli et al. 2005).

ESNM surale et récupération post-exercice

Pendant la phase de récupération post-exercice, l'ESNM permet d'obtenir des contractions musculaires brèves dans le but d'optimiser la perfusion musculaire (Babault et al. 2011). Quand l'ESNM est appliquée à un groupe musculaire (le groupe musculaire le plus impliqué dans l'activité physique par exemple), l'effet obtenu est un effet bénéfique local avec une amélioration du drainage du muscle ou du groupe musculaire stimulé. Si un effet systémique est recherché, l'ESNM doit être appliquée en regard du mollet dans le but d'activer "la pompe musculaire surale" (Griffin et al. 2010). Cette dichotomie est très rarement rapportée dans les études consacrées à l'ESNM (Malone et al. 2014). Cela nous semble pourtant très important car les résultats obtenus seront différents selon qu'on cherche à améliorer la récupération d'un groupe musculaire isolé (effet local) ou si l'on souhaite un effet général

vasculaire lors de la phase de récupération (effet systémique). Nous nous focaliserons dans notre travail uniquement sur les situations où l'ESNM est appliquée sur le mollet.

Cinq études ont évalué l'effet de l'ESNM surale dans le cadre de la récupération post-exercice. Le design était similaire dans tous les cas avec, dans un premier temps, la réalisation d'un exercice physique fatigant, suivi d'une période de récupération (plus ou moins longue incluant une ESNM surale) et pour finir, l'évaluation d'une seconde performance :

- Dans la première étude (Bieuzen et al. 2012), 26 sujets (footballeurs professionnels) réalisaient un exercice physique avec alternance de sauts en contre bas et de rameur pendant une durée de 2* 10 minutes avec 10 minutes de pause. L'objectif était de générer une fatigue systémique et locale comparable à celle en lien avec un match de football. Une phase de récupération d'une heure était ensuite respectée avec deux conditions de récupération : récupération passive versus stimulation du flux sanguin par le dispositif d'ESNM surale Veinoplus Sport®.
- Dans la seconde étude réalisée par Bieuzen et al. (Bieuzen et al. 2014), 14 joueuses de handball réalisaient deux tests intermittents de type Yo-Yo (YYIR2; niveau 2) entrecoupés de 15 min de récupération avec trois modalités de récupération (randomisation des sessions) : récupération passive, récupération active, stimulation du flux sanguin par ESNM surale (dispositif Veinoplus Sport®).
- Dans la troisième étude (Taylor et al. 2015), 28 sportifs de haut niveau (football et rugby) ont réalisé un protocole d'activité physique intensive standardisée (répétition de sprints). Ensuite, les sujets bénéficiaient soit d'une récupération passive, soit d'une électrostimulation dans le territoire du nerf fibulaire pendant une durée de 8 heures consécutives (FireflyTM, OnPulseTM, FirstKind Ltd., UK).
- Dans la quatrième étude conduite par Lattier et al. (Lattier et al. 2004), 8 sportifs de niveau régional et national ont réalisé un protocole standardisé de course à pied de 10 minutes sur tapis avec une pente positive de 18%. Trois méthodes de récupération étaient ensuite testées de manière randomisée à une semaine d'intervalle : récupération passive 20 min, récupération active 20 min (course à pied à 50% de la VMA avec une pente à 3%) et dispositif d'ESNM (Sport-P, Compex SA, Ecublens, Switzerland) au niveau des quadriceps, des ischio jambiers et du triceps sural pendant une durée de 15 minutes.

- Dans la cinquième étude conduite par Martin et al. (Martin et al. 2004), 8 sportifs ont réalisé un protocole standardisé de course à cloche pied de 15 fois une minute à 7km/h sur tapis avec une pente négative de 12%. Trois méthodes de récupération étaient ensuite testées de manière randomisée à trois semaines d'intervalle : récupération passive 30 min, récupération active 30 min (course à pied à 50% de la VMA) et dispositif d'ESNM (Sport-P, Compex SA, Ecublens, Switzerland) au niveau des quadriceps, des ischio jambiers et du triceps sural pendant une durée de 30 minutes.

Les résultats des études sont les suivants :

- Il existe une tendance à une moindre dégradation de la performance après la phase de récupération lorsque l'ESNM a été utilisée par rapport à une récupération passive (Bieuzen et al. 2014; Bieuzen et al. 2012; Taylor et al. 2015; Lattier et al. 2004), cette tendance n'est pas retrouvée dans l'étude de Martin et al. (Martin et al. 2004).
- Aucune différence n'est mise en évidence concernant la seconde performance entre la récupération active et l'ESNM dans l'étude de Bieuzen et al. (Bieuzen et al. 2014) alors qu'une tendance est retrouvée dans l'étude de Lattier et al. (Lattier et al. 2004).
- Dans une étude, l'ESNM présente une tendance à la diminution des lactates (Bieuzen et al. 2014) par rapport à une récupération passive, alors que dans deux études, cette tendance n'est pas retrouvée (Bieuzen et al. 2012; Taylor et al. 2015).
- Dans trois études, une évaluation subjective des douleurs musculaires retardées a été effectuée. Une étude met en évidence un effet positif de l'ESNM (Taylor et al. 2015), alors que deux études ne retrouvent pas cet effet (Martin et al. 2004; Bieuzen et al. 2014).

Au final, les résultats de ces études ne sont pas concordants en ce qui concerne les effets sur la performance, sur la lactatémie et sur le ressenti de l'effort. Parmi ces études, une seule a évalué les effets cardiaques et vasculaires périphériques de l'ESNM surale (Bieuzen et al. 2014). Dans cette étude, la fréquence cardiaque et la saturation en oxygène tissulaire n'étaient pas différentes entre la situation de récupération passive et l'ESNM surale. Cependant, aucune analyse sur les vaisseaux et les débits vasculaires n'a été effectuée.

Une étude récente (Borne et al. 2016), avait pour objectif de faire un lien entre le flux sanguin au niveau des membres inférieurs et la qualité de la phase de récupération. Pour cela, les auteurs ont comparé quatre situations : récupération passive, situation placebo (dispositif similaire au dispositif d'ESNM sans contraction effective du triceps sural), ESNM

surale et restriction du flux. Les sujets réalisaient trois tests de pédalage à puissance maximale (Wingate test) consécutifs, puis, ils bénéficiaient de 24 minutes de récupération (chaque sujet a testé les quatre modalités de récupération). Enfin, un quatrième test Wingate était réalisé. Cette étude a mis en évidence une corrélation positive entre l'amélioration du flux sanguin au niveau des MI (ENSM surale avec augmentation du débit artériel entrant au niveau du mollet évalué en pléthysmographie) et l'amélioration de la performance (puissance moyenne *large effect* et puissance maximale développée *very large effect*) lors du quatrième Wingate test.

Association synergique des dispositifs d'assistance de la fonction veineuse

Dans le cadre de la prise en charge de la MVC, il est recommandé au patient d'associer les différentes thérapies physiques afin d'obtenir un effet synergique sur le fonctionnement de la pompe veineuse surale (Ibegbuna et al. 2003). Cet effet est souvent nommé « effet aponévrose » (Becker et al. 2006). Il consiste à activer la pompe veineuse surale (en réalisant de l'exercice physique ou grâce à l'ESNM surale) et à optimiser l'effet de pompe en appliquant une pression extérieure sur la jambe (dispositif de compression, immersion). Cette optimisation de la pompe veineuse surale grâce à la compression a été démontrée en pléthysmographie à air par la diminution de la fraction de volume résiduel (corrélée à la pression veineuse ambulatoire) chez des sujets sains (Christopoulos et al. 1987; Ibegbuna et al. 1997) et chez des sujets présentant une insuffisance veineuse chronique (Ibegbuna et al. 2003). Plus un dispositif est rigide, et plus il joue un effet aponévrose important (Cornu-Thénard et al. 2007; Partsch et al. 2006). Autrement dit, plus on se rapproche d'un dispositif de contention (inextensible) et plus l'effet aponévrose est important, c'est pour cette raison que dans le cadre médical, pour lutter contre un œdème important (Partsch et al. 2006) ou pour prendre en charge la maladie veineuse chronique à un stade évolué (au-delà du stade C4 de la classification CEAP (Kan et Delis 2001)), il est recommandé d'utiliser soit une superposition de chaussettes de compression, soit des bandages multi-types et multi-couches afin de limiter au maximum l'élasticité des produits (Cornu-Thénard et al. 2007; Haute Autorité de Santé 2010). Cette méthode a montré un effet positif sur l'amélioration de la qualité de vie (Hartmann et al. 1997).

Les effets vasculaires de l'association ESNM surale et compression ont été étudiés dans le cadre de la maladie veineuse chronique (Lyons et al. 2002; Clarke Moloney et al. 2006). Dans

les deux études, les résultats montrent un effet synergique de ces deux procédés sur l'augmentation du retour veineux, avec une augmentation significative du débit veineux mesuré au niveau de la veine poplitée dans la condition « repos avec ESNM surale + compression » par rapport aux conditions « repos seul » et « repos + compression ». Chez les sujets atteints d'une maladie veineuse avec troubles trophiques, il était montré une accélération de la phase de cicatrisation du trouble trophique. L'explication physiopathologique est la suivante : d'une part, la compression exerce activement une contre-pression permanente sur la jambe, ce qui aura pour conséquence d'améliorer le retour veineux et de limiter la stase veineuse (Stein et al. 2010). D'autre part, la contraction musculaire répétée du triceps sural permet une mobilisation des volumes sanguins de la jambe traduite par une diminution de la pression veineuse ambulatoire (Eifell et al. 2006). Cette méthode associant à la fois l'ESNM surale et la compression a été testée une seule fois chez le sportif dans le cadre de la phase de récupération (Beaven et al. 2013). Seize joueurs professionnels de rugby ont été séparés en deux groupes dans le cadre de la préparation physique d'avant saison. Un groupe portait des dispositifs de compression au niveau des membres inférieurs (pression exercée non rapportée) lors de la phase de récupération entre les séances d'entraînement ; tandis que l'autre groupe bénéficiait de l'association dispositif de compression et ESNM dans le territoire du nerf fibulaire. Or, le ressenti de la fatigue au cours de la phase de pré-saison était moindre dans le groupe qui utilisait la compression associée à l'ESNM. Toutefois, dans cette étude, aucun paramètre vasculaire n'a été évalué.

2.3 ACTIVITE PHYSIQUE ET PATHOLOGIE VEINEUSE

La maladie thrombo-embolique veineuse (MTEV) et la maladie veineuse chronique (MVC) sont les deux pathologies principales qui peuvent affecter le réseau veineux des membres inférieurs (réseaux veineux profond et superficiel). Les conséquences de ces pathologies sur la veine seront de deux ordres : phénomène obstructif (MTEV), incompetence valvulaire et reflux (syndrome post thrombotique SPT ou MVC). Ces deux phénomènes aboutiront à l'installation plus ou moins progressive d'une hypertension veineuse. Le SPT se définit comme la présence de symptômes typiques (douleur, lourdeur, crampes, paresthésies, prurit) et de signes cliniques (œdème péri-malléolaire, dermite ocre - hyperpigmentation, induration cutanée, rougeur, varices, douleur à la pression du mollet) au niveau des membres inférieurs dans les suites d'une thrombose veineuse profonde TVP (Kahn et al. 2009). Le diagnostic est clinique et il n'y a aucun signe pathognomonique de SPT. Le diagnostic et l'évaluation de la sévérité sont réalisés à l'aide du score de Villalta : ainsi, un score de Villalta supérieur à 5 définit la présence d'un SPT. On estime que 2 ans après une TVP proximale, même après un traitement anticoagulant adapté, 20 à 50 % des patients présentent un SPT et 5 à 10% présentent un SPT sévère (Galanaud et Kahn 2015).

2.3.1 CLAUDICATION VEINEUSE

La claudication veineuse est l'expression de la maladie veineuse chronique lors de l'activité physique. Elle est définie de la manière suivante : la claudication veineuse de Löhr se traduit par une douleur profonde d'abord sourde, puis tensive, puis constrictive, du mollet ou de la cuisse, culminant en impotence fonctionnelle. À l'inverse de la claudication artérielle, elle ne cède pas immédiatement à l'arrêt de l'effort (15-20 min). Elle ne cède bien qu'en position de vidange veineuse (Becker 2006). Son impact sur la qualité de vie est très important (Konstantinos T. Delis et al. 2004) avec un impact sur 5 des 8 paramètres testés par le questionnaire de qualité de vie dédié aux maladies vasculaires SF-36. Sur le plan physiopathologique, la claudication veineuse s'exprime lorsqu'à l'effort le débit artériel entrant augmente et qu'il existe un obstacle sur le versant veineux. Il existe dans ce cas une désadaptation du système veineux qui crée une résistance au flux sanguin et qui ne parvient plus à drainer convenablement le MI (Delis et al. 2004). Cela se traduit hémodynamiquement sur les paramètres de pléthysmographie par une diminution du flux

de vidange veineuse (*venous outflow*), une altération de la pompe veineuse surale (*ejection fraction*) et une augmentation de la fraction de volume résiduel (*residual volume fraction*) (Delis et al. 2007). L'expression clinique de la douleur à l'effort s'explique par plusieurs facteurs liés les uns aux autres. Tout d'abord, la limitation du drainage au niveau du membre inférieur aboutit à l'augmentation de la pression veineuse lors de l'activité physique (Kurstjens et al. 2016). Il existe ainsi une différence de pression estimée en moyenne à 26 mm Hg entre un MI sain et un MI souffrant de claudication veineuse (Yamaki 2016), et cette différence est corrélée à l'augmentation de la fraction de volume résiduel (Delis et al. 2007). Cette hypertension veineuse se traduit cliniquement par l'apparition d'un œdème (Yamaki et al. 2014) et d'une douleur sourde, profonde au niveau du MI concerné (Vasdekis et al. 2017). Cette hypertension veineuse entraîne une diminution du gradient artério-veineux et se répercute sur la limitation du flux artériel entrant. Paolini a ainsi montré qu'il existait une diminution de l'hyperémie d'effort chez les sujets présentant un SPT par rapport à des volontaires sains (Paolini et al. 2008). Les répercussions sur la microcirculation et l'oxygénation tissulaire du triceps sural ont été étudiées (Yamaki et al. 2014). Chez le sujet présentant un SPT, il existe une diminution de l'index d'oxygénation (différence entre l'hémoglobine oxygénée et désoxygénée) par rapport au sujet sain.

En cas de claudication veineuse dans le cadre d'un SPT avec phénomène obstructif proximal confirmé, la prise en charge thérapeutique est désormais bien codifiée (Dadon 2010), elle est simple et peu invasive. Elle associe une prise en charge médicale (Knipp et al. 2007) (marche, compression classe III) et une prise en charge endovasculaire (Jenkins et Michael 2014a) (angioplastie stenting). Cette prise en charge permet une amélioration nette des symptômes (disparition de la claudication veineuse dans 100% des cas dans l'étude de Delis (Delis et al. 2007)) et de la qualité de vie (Raju et Neglén 2009), et les résultats à long terme sont satisfaisants avec une perméabilité primaire d'environ 85 % et secondaire de 93 % (Knipp et al. 2007). La traduction hémodynamique de la mise en place d'un stent proximal sur les paramètres de pléthysmographie est une normalisation du flux de vidange veineuse, du fonctionnement de la pompe veineuse surale et de la fraction de volume résiduel (Delis et al. 2007).

2.3.2 MALADIE VEINEUSE CHRONIQUE ET ACTIVITE PHYSIQUE

La MVC correspond à une anomalie anatomique ou physiologique du retour veineux responsable de symptômes ou de signes cliniques nécessitant des investigations et éventuellement un traitement (Eklof et al. 2009). On parle d'insuffisance veineuse chronique (IVC) lorsque la MVC est avancée et responsable d'œdème et/ou d'altérations cutanées pouvant aller jusqu'à l'ulcération (stades C3-4-5-6 de la classification CEAP, tableau 4.1). La physiopathologie de l'insuffisance veineuse chronique fait intervenir la notion d'hypertension veineuse chronique (Atta 2012) à l'origine d'une inflammation locale, d'un affaiblissement de la paroi veineuse et d'un remodelage des valvules veineuses (Takase et al. 2004). Ce remodelage aboutit à la détérioration des valvules veineuses, ce qui entretient l'hypertension veineuse et la renforce. A terme, cette évolution conduit à la dilatation de la paroi veineuse et à l'incompétence valvulaire (Raffetto et Khalil 2008; Recek 2006, Recek 2004) et aboutit aux différents désordres vasculaires (varices) et cutanés (dermite de stase, eczéma veineux, hypodermite scléreuse, atrophie blanche, ulcère) décrits dans le cadre de la MVC. La maladie veineuse est une maladie héréditaire, chronique et évolutive (Perrin 2015) avec un impact important sur la qualité de vie (Kaplan et al. 2003). La prise en charge de la MVC absorbe entre 1 et 3% du budget de la santé publique des pays industrialisés (Rabe et al. 2012). Ceci représente des dépenses supérieures à 10 millions d'euros par million d'habitants par an en Belgique, en France, en Italie et en Grande-Bretagne (Carpentier et al. 2004). Dans les grandes études épidémiologiques, des analyses ont été réalisées dans le but de mettre en évidence le rôle de certains facteurs indépendants sur la prévalence de la MVC. Ainsi, la prévalence des varices augmente avec l'âge (Rabe et al. 2012). **L'hérédité** augmente le risque de développer une MVC ; ainsi un patient, dont les deux parents sont porteurs de varices, a 90% de risques de développer une MVC. Ce risque est de 47% si l'un des parents est atteint et de 20% si les deux parents sont indemnes de signe d'insuffisance veineuse (Criqui et al. 2003). Concernant **le sexe**, il existe une prévalence plus importante des varices (stade C2 de la classification CEAP) chez la femme, cependant la prévalence de l'insuffisance veineuse chronique (stades C3-4-5-6 de la classification CEAP) n'est pas différente chez la femme et chez l'homme (Beebe-Dimmer et al. 2005). **Les antécédents de maladie thromboembolique veineuse (MTEV)** par le biais du **syndrome post-thrombotique (SPT)** (Galanaud et Kahn 2015) sont à l'origine d'une augmentation du risque de développer une

MVC, risque relatif augmenté à 2,7. **Les grossesses** augmentent le risque de développer des varices. Ce risque semble corrélé au nombre de grossesses. Ainsi, après trois grossesses, 50,3% des femmes présentent un reflux veineux superficiel significatif, alors que ce pourcentage est de 27,6% chez les femmes n'ayant pas eu de grossesse (Chiesa et al. 2005). Nous souhaitons étudier les effets de l'activité physique sur la MVC. Dans l'analyse du lien entre la pratique d'une activité physique et la MVC, il existe trois situations distinctes : la sédentarité (manque d'activité physique), l'activité physique « bien dosée », et l'excès d'activité physique (Chatard 1980). Ainsi, dès les années 1820, le Dr Thomas Rima, chirurgien de l'armée napoléonienne, indiquait : « l'inertie autant que l'activité excessive se rejoignent pour produire un effet identique, la varice » (Reinharez 1977).

Sédentarité

La sédentarité est un élément qui augmente la prévalence des reflux veineux (Brand et al. 1988). Plusieurs études ont mis en évidence le lien entre le manque d'activité physique, la station debout prolongée au travail sans activité de marche « efficace » et l'augmentation du risque de maladie veineuse chronique (Jawien 2003; Tuchsén et al. 2005; Beebe-Dimmer et al. 2005). Ainsi, le critère « pratique d'une activité physique moins d'une fois par semaine » était associé à une augmentation du risque de varices chez l'homme dans l'étude de Carpentier et coll. (Odds Ratio = 1,97, $p = 0,028$) (Carpentier et al. 2004). L'explication physiopathologique proposée est le moins bon fonctionnement de la pompe veineuse surale chez le sujet sédentaire à l'origine d'une hypertension veineuse chronique et du développement des varices. Pour Monahan et ses collègues, la sédentarité serait un facteur de risque modifiable de la MVC qui aurait un impact plus important que l'âge (Monahan et al. 2001).

Activité physique en endurance

On préconise actuellement la réalisation d'une activité physique régulière et « raisonnable » (adaptée au niveau d'entraînement, en déconseillant les sports violents en Valsalva et les sports responsables d'à coups au niveau des membres inférieurs) pour ses effets bénéfiques sur la fonction de pompe veineuse et pour éviter l'insuffisance veineuse fonctionnelle (Carpentier et al. 2014). Ainsi, le bénéfice d'une activité physique régulière pour l'état de santé général et pour la qualité de l'hémodynamique veineuse est admis. La société Française de Chirurgie de Langue Française a, dans ce sens, valorisé dans ses

recommandations la pratique d'une activité physique régulière dans un but préventif et curatif de la maladie veineuse chronique (Société de Chirurgie Vasculaire de Langue Française 2011). De la même manière, une activité physique est recommandée dans le cadre du traitement (Bérard et al. 2002) et de la prévention des troubles trophiques d'origine veineuse (Finlayson et al. 2011).

Les hypothèses proposées pour expliquer les effets positifs de l'activité physique régulière sur l'hémodynamique veineuse des membres inférieurs sont multiples :

- L'optimisation de la pompe veineuse surale : comme nous l'avons détaillé dans le paragraphe 1.2.5, les contractions répétées des muscles de la loge postérieure de la jambe dans leurs aponévroses inextensibles jouent un rôle de pompe foulante pour le sang veineux et sont un des facteurs déterminants du retour veineux et réduisent la pression veineuse distale en position verticale (Meissner et al. 2007). Une activité physique dynamique régulière concourt à l'entretien et au développement de la pompe veineuse surale (bonne trophicité musculaire du triceps sural) et au bon fonctionnement de l'articulation de la cheville (degré de liberté de l'articulation) (Kügler et al. 2001).
- L'augmentation de la compliance des veines des MI : plusieurs études ont montré que l'entraînement en endurance augmentait la compliance veineuse des MI (Pawelczyk et al. 1988; Louisy et al. 1997; Hernandez et Franke 2004; Hernandez et Franke 2005). Plusieurs mécanismes sont proposés pour expliquer cette augmentation de la compliance veineuse :
 - La première est en rapport avec l'augmentation de la volémie (volume sanguin total) liée à l'entraînement en endurance (Convertino 1991; Convertino 2007; Louisy et al. 1997). En effet, la volémie chez les sujets entraînés en endurance est plus grande à la fois chez les sujets entraînés en force et chez les sujets sédentaires. Or, la quantité de sang disponible est un des facteurs moteurs du retour veineux (Guyton 1955). Le réseau veineux s'adapterait donc chez le sportif en endurance afin de permettre de réguler cette augmentation du volume sanguin pour assurer l'homéostasie cardiovasculaire (Convertino 2007).

- La seconde hypothèse fait un lien entre l'augmentation de la compliance et l'augmentation de la densité des capillaires au niveau musculaire chez le sujet entraîné en endurance (Belin de Chantemèle et al. 2004).
- Une troisième hypothèse met en rapport le tonus sympathique des veines des MI et la quantité d'activité physique. Plusieurs études ont tout d'abord mis en évidence une diminution de la compliance veineuse chez le sujet blessé médullaire par rapport au sujet sain (Rimaud et al. 2008; Wecht et al. 2000). Une explication physiopathologique proposée faisait le lien entre la levée du tonus sympathique et un état de « dilatation veineuse permanent », à partir de cet état dilaté, la veine limite ses capacités de se distendre sous l'effet de la pression. D'autres études ont montré qu'à l'inverse, chez le sujet entraîné en endurance, le tonus sympathique était renforcé et permettait ainsi une augmentation de la compliance des veines des MI (Wecht et al. 2000; Hernandez et Franke 2005).
- Une dernière hypothèse concerne un remaniement de la paroi de la veine chez le sujet entraîné en endurance. Monahan et ses collègues émettent l'hypothèse d'une modification la composition de la paroi veineuse des veines superficielles (Monahan et al. 2001) avec une augmentation de l'élastine au niveau de la média, et une diminution du collagène au niveau de l'adventice chez les sujets entraînés en endurance (effet inverse de la physiopathologie des varices). Selon Hernandez et ses collaborateurs (Hernandez et Franke 2005), ces modifications pariétales restent cependant à démontrer sur le plan histologique.
- Dans l'étude de Louisy, les variations de volume des MI sont évaluées lors du retour de la position inclinée à la position horizontale (Louisy et al. 1997). Les résultats indiquent que le volume sanguin des membres inférieurs tend à retrouver ses valeurs initiales, tout d'abord rapidement, puis plus lentement. Au cours de cette manœuvre, les sportifs en endurance ont une vidange veineuse plus rapide que les autres populations étudiées. Cette caractéristique reflète le comportement actif et élastique des parois veineuses. Ce constat est également mis en évidence au niveau du pied où un entraînement en endurance de 6 semaines entraîne une augmentation

de la compliance veineuse, sans altération de la capacité de vidange veineuse (le rapport remplissage/vidange reste inchangé) (Kenney et Armstrong 1987).

Activité physique intensive

Les veines superficielles du sportif maigre, à tissu adipeux sous-cutané réduit au minimum, sont bien, parfois même trop bien visibles « *athletic veins* » (Becker 2006). Ces veines peuvent être considérées par le sujet ou le médecin comme étant des varices, alors qu'aucun problème hémodynamique ne peut être objectivé au niveau de ces veines. Aucune donnée épidémiologique n'est identifiée dans la littérature concernant les sujets pratiquant de manière chronique une activité physique intensive.

3 QUESTIONNEMENTS ET HYPOTHESES

3.1 ACTIVITE PHYSIQUE ET VEINES : ADAPTATIONS PHYSIOLOGIQUES

3.1.1 AU COURS DE L'ACTIVITE PHYSIQUE

Quels sont les effets du port de dispositifs de compression au cours l'activité physique ?

Chez le sujet sain, nous avons indiqué les modifications du système veineux mises en place au cours de l'activité physique afin de s'adapter aux conditions d'exercice. Plusieurs méta-analyses (Macrae et al. 2011; Marqués-Jiménez et al. 2016; Brown et al. 2017) ont tenté de rapporter les différents effets de la compression portée au cours de l'activité physique. L'hétérogénéité des protocoles, des caractéristiques des produits testés et les faibles effectifs rendent difficile l'interprétation des résultats. Cependant, dans la plupart des études dédiées à ce sujet, aucun effet vasculaire n'a été mis en évidence lors du port de dispositifs de compression au cours de l'activité physique. Nous avons réalisé une revue de littérature dans laquelle nous avons étudié de manière isolée les effets des dispositifs de compression portés uniquement lors de la phase d'exercice.

En nous basant sur les résultats des différentes méta-analyses, nous émettons les hypothèses suivantes :

- La mise en action de la pompe veineuse surale au cours de la réalisation d'une activité physique permet un drainage efficace des MI sur le plan veineux. Aucune assistance de la pompe veineuse n'est nécessaire dans ce cas. Le port de dispositifs de compression au cours d'une activité physique dynamique n'aura donc pas d'effet sur l'hémodynamique veineuse.
- Les caractéristiques des dispositifs de compression (profil et degré de compression) n'auront également aucun impact sur l'hémodynamique veineuse. Dans ce contexte d'activité physique, l'index de rigidité des produits utilisés serait plus intéressant à analyser que le profil et le degré de compression. Cependant, aucune étude réalisée chez le sportif n'apporte les caractéristiques de rigidité des produits.

L'étude mise en place pour tenter de répondre à cette question est intitulée « *Compression garments and exercise : no influence of pressure applied* » (Beliard et al. 2015).

3.1.2 AU COURS DE LA PHASE DE RECUPERATION POST EXERCICE

Quels sont les effets immédiats de la course à pied sur la pompe veineuse surale ?

L'hyperhémie d'exercice et post-exercice modifie le retour veineux des membres inférieurs, tant dans le réseau profond que superficiel (Clausen et al. 1973). Cela se répercute par un afflux sanguin plus important et donc une quantité plus importante de sang à faire revenir à la pompe cardiaque.

Le comportement des veines des MI en post-exercice immédiat est peu abordé dans la littérature et les données sont contradictoires. En effet, certains résultats tendent à montrer une dilatation des veines profondes (augmentation du calibre de 44,5% des veines gastrocnémiennes) et superficielles (augmentation de 64% du calibre de la VPS) en post-exercice immédiat après un marathon (Couzan et Prüfer 1999a). De la même manière, une augmentation du volume du mollet associée à un remplissage veineux plus rapide ont été montrés après une marche longue de 80km (Société française de phlébologie et al. 1995) et après un ultra-trail (Tor des Géants, épreuve de course à pied d'une distance de 330 km avec un dénivelé positif de 24,000 m) (Millet et al. 2011). Ces modifications ont fait évoquer le déclenchement par l'exercice d'une insuffisance veineuse transitoire (Couzan et Prüfer 1999b). Ceci a conduit certains auteurs à proposer le port de compression en post-exercice (Bringard et al. 2007; Perrey 2008; Chatard et al. 2004; Jakeman et al. 2010), afin d'améliorer le retour veineux et ainsi la récupération. A l'inverse, d'autres études retrouvent des résultats opposés ; ainsi, après une course à pied de type semi-marathon, Benigni et ses collaborateurs retrouvent une diminution significative du volume du mollet et du calibre des veines musculaires gastrocnémiennes et aucune variation sur les VGS et VPS (Benigni et al. 2001). Deux autres études mettent également en évidence une diminution du volume du mollet après un exercice de pédalage de 20 minutes avec une température environnementale de 21°C (Stick et al. 1990) et après un exercice de pédalage de 17 minutes avec une température environnementale comprise entre 20 et 28°C (Stick et al. 1993). Pour ces auteurs, l'activation au cours de l'exercice physique de la pompe veineuse surale induit un meilleur drainage veineux et lymphatique et joue un rôle de prévention contre l'apparition de l'œdème (Stick et al. 1990). On retrouve également dans la littérature des études qui n'ont montré aucune modification du volume du mollet après un exercice de course à pied de 20 minutes sur tapis (Stick et al. 1992) et un exercice de pédalage de 17

minutes avec une température environnementale de 36°C (Stick et al. 1993) et aucune variation du calibre de la VGS et de la veine fémorale commune après une épreuve d'effort de course à pied sur tapis (Société française de phlébologie et al. 1995).

Finalement, la littérature n'apporte pas une réponse claire sur le comportement des veines des MI en post-exercice immédiat. De plus, les modifications de la fonction de pompe veineuse surale induites par un exercice de course à pied préalable n'ont pas été étudiées. Existe-t-il comme certains auteurs le pensent une altération de la pompe musculo-aponévrotique du mollet après un exercice de course à pied ? Ou malgré les modifications de l'hémodynamique veineuse en lien avec l'exercice, l'efficacité de la vidange veineuse est-elle maintenue ? La littérature ne nous permet pas de répondre à ces interrogations.

Nous avons donc décidé de mener une étude dont l'objectif était d'analyser, à l'aide d'une pléthysmographie veineuse dynamique des mollets, les modifications de la pompe veineuse des membres inférieurs dans les suites d'un exercice de course à pied. Cette étude, dont l'acronyme était CODEPOVEIN, a été approuvée par le Comité de Protection des Personnes EST II. Elle s'intitule « La pompe veineuse surale garde son efficacité après une course à pied de 40 minutes » (Beliard et al. 2014).

3.1.3 EFFETS DES DISPOSITIFS DE RECUPERATION

Quels sont les effets du port de dispositifs de compression au cours de la phase de récupération ?

Plusieurs méta-analyses (Macrae et al. 2011; Marqués-Jiménez et al. 2016; Brown et al. 2017) ont tenté de rapporter les différents effets de la compression portée au cours de la phase de récupération. L'hétérogénéité des protocoles, des caractéristiques des produits testés et les faibles effectifs rendent difficile l'interprétation des résultats et conduisent à une absence de consensus sur les effets de la compression dans le domaine de la pratique sportive. A notre connaissance, il n'existe pas d'étude de synthèse qui a tenté de faire le lien entre les résultats obtenus dans les travaux expérimentaux et les pressions exercées par les dispositifs de compression testés. Nous avons donc décidé de réaliser une revue de littérature dont le but était de mettre en relation les effets du port de dispositifs de compression et le degré de pression exercée. En effet, contrairement au domaine médical où les différentes classes de compression possèdent des indications précises selon la

pathologie, dans le cadre de l'utilisation de la compression dédiée à la pratique sportive, il n'existe actuellement aucun lien prouvé entre le niveau de compression appliqué et l'effet souhaité.

En nous basant sur les résultats des différentes méta-analyses et en faisant un parallèle avec l'utilisation médicale des dispositifs de compression (plus la MVC est évoluée, plus une forte pression est recommandée), nous émettons les hypothèses suivantes :

- Le port de dispositifs de compression dans les suites d'une activité physique permet une amélioration de la phase de récupération (amélioration du drainage veineux, amélioration de l'oxygénation tissulaire).
- Les meilleurs résultats seront obtenus avec les pressions les plus élevées, un effet dose sera mis en évidence (amélioration du drainage proportionnelle à la compression exercée).

L'étude mise en place pour tenter de répondre à cette question est intitulée « *Compression garments and exercise : no influence of pressure applied* » (Beliard et al. 2015).

Quels sont les effets de différentes modalités d'immersion sur le réseau veineux des membres inférieurs ?

La plupart des études s'intéressant aux effets de l'immersion dans le cadre de la récupération post-exercice (quelle que soit la modalité) se sont focalisées sur le débit artériel (Cochrane 2004; Bieuzen et al. 2014; Bleakley et al. 2012; Gregson et al. 2011; Fiscus et al. 2005; Wilcock et al. 2006; Morton 2007). Aucune étude n'a comparé les effets des différentes méthodes d'immersion (TNI, CWI, CWT) sur le système veineux des MI.

Une étude de Peiffer et al. (Peiffer et al. 2009) s'est intéressée aux variations de calibre de la veine fémorale en post-exercice dans deux conditions : une situation contrôle (récupération passive) et une récupération avec une immersion en eau froide jusqu'à la taille pendant une durée de 20 minutes. Les résultats ne montrent pas de différence de calibre immédiatement à la fin de la phase de récupération, par ailleurs, une diminution du calibre (-12%) est retrouvée 45 minutes après la fin de la période de récupération d'immersion en eau froide par rapport à la situation contrôle.

Afin de mieux comprendre les effets de la pression hydrostatique associée à différentes conditions de température sur le réseau veineux des membres inférieurs, nous avons mis en place un protocole d'évaluation permettant de tester les effets de trois modalités

d'immersion jusqu'à la taille (TNI, CWI, CWT) sur le calibre veineux des veines profondes (veine fémorale commune VFC) et superficielles (veine grande saphène VGS) chez des sportifs de haut niveau au repos.

Notre hypothèse est que malgré les différences structurelles et fonctionnelles entre veines et artères les réponses dans les deux systèmes seront liées (Ménétrier et al. 2015). On s'attend ainsi à mettre en évidence :

- une augmentation du calibre des veines profondes et superficielles lors de TNI en lien avec l'effet de la pression hydrostatique ;
- une diminution du calibre des veines profondes et superficielles lors de CWI en lien avec la température de l'eau (effet froid) ;
- l'absence de variation du calibre des veines profondes et superficielles lors de CWT (compensation de la vasodilatation liée à l'immersion par la vasoconstriction liée au froid).

L'étude mise en place pour tenter de répondre à cette question est intitulée « *Effects of thermoneutral water, cold-water and contrasting water temperature immersions on lower limb vein cross-section* » (Beliard et al. 2017).

Quels sont les effets de l'électrostimulation neuromusculaire surale lors de la phase de récupération ?

Nous avons rapporté des résultats discordants sur la performance, sur la lactatémie et sur la fréquence cardiaque dans les études ayant évalué les effets de l'ESNM surale au cours de la phase de récupération. De plus, plusieurs éléments limitent la portée des résultats des études à notre disposition dans la littérature. Tout d'abord, les exercices physiques testés sont, dans la plupart des études, éloignés des conditions réelles de pratique par les athlètes. Ceci pose le problème de la reproductibilité de la performance des athlètes dans ces conditions. En effet, un athlète expert réalise des performances reproductibles dans sa discipline, ce qui n'est pas forcément le cas dans le cadre d'une autre activité physique. De plus, dans un second temps, l'extrapolation à la situation de compétition des résultats obtenus dans des conditions de laboratoire éloignés des conditions réelles de pratique n'est pas évidente. Par ailleurs, dans la seule étude où une analyse vasculaire périphérique a été réalisée (Borne et al. 2016), celle-ci a été effectuée à l'aide de la pléthysmographie qui donne des variations de volumes globales du mollet. Or, cette méthode ne permet pas une

analyse précise des adaptations des systèmes artériel et veineux. A partir de ces constats, il nous a semblé intéressant de mettre en place plusieurs études dans des conditions proches de la compétition (simulation d'une journée de compétition de gymnastique aérobic, simulation d'un match de football) et d'évaluer les effets de l'ESNM surale sur la performance, la lactatémie, le ressenti du sportif et d'y associer une analyse hémodynamique avec à la fois des mesures des débits vasculaires périphériques (artères et veines des MI) et des paramètres cardiovasculaires centraux (fréquence cardiaque FC, débit cardiaque DC et volume d'éjection systolique VES). Ces données hémodynamiques (débit veineux notamment) ne sont pas présentes dans les autres études publiées. Leur analyse doit nous permettre de mieux comprendre les mécanismes physiologiques à l'origine des effets de l'ESNM surale dans le cadre de la récupération post-exercice.

Nos principales hypothèses sont les suivantes :

- amélioration de la performance grâce à l'utilisation de l'ESNM surale au cours de la phase de récupération post-exercice ;
- augmentation du débit veineux sortant et du débit artériel entrant au niveau du MI stimulé ;
- diminution de la FC et augmentation du VES et DC.

Deux études ont été mises en place pour tenter d'apporter des réponses à ces questions :

- Etude n°1, intitulée « *Positive effects of specific calf-pump low-frequency electrical stimulation in association with a compression garment on elite athletes performance during post exercise recovery in aerobic gymnastic* ».
- Etude n°2, intitulée « *Positive effects of specific calf-pump neuromuscular electrostimulation compared to placebo on performance during second half-time of a soccer match* ».

A partir de ces deux travaux, de nouvelles interrogations ont émergé, et nous avons mis en place un travail intitulé : étude n°3 « Effets d'un système d'électro stimulation neuro musculaire ESNM surale (VeinoplusSport®) sur le débit sanguin périphérique aux membres inférieurs (artériel et veineux) et sur les paramètres cardiaques au repos et en post-exercice ».

3.2 ACTIVITE PHYSIQUE ET PATHOLOGIE VEINEUSE

Comment le médecin doit-il raisonner devant une claudication veineuse ?

La claudication veineuse est un symptôme mal connu des médecins (Galanaud et al. 2017), elle représente selon Delis et ses collègues le symptôme le moins bien décrit du SPT (Delis et al. 2004). C'est pourquoi, il existe un délai d'errance diagnostique souvent très long avant que la description de ce symptôme ne soit correctement effectuée et que l'association entre ce dernier et le diagnostic de SPT soit réalisée (délais médian de 59±15 mois avant de poser un diagnostic de claudication veineuse et de SPT (Knipp et al. 2007)). La difficulté diagnostique devant une claudication veineuse (Ten Cate-Hoek 2014) réside dans le fait que ce symptôme n'apparaît sous ce terme dans aucun score clinique (Soosainathan et al. 2013). En effet, les symptômes non spécifiques ressentis au repos ainsi que les signes cliniques de la MVC sont listés dans plusieurs scores, notamment dans le score de Carpentier (Carpentier et al. 2007), dans la classification CEAP (Eklöf et al. 2004), dans le score de sévérité clinique de la MVC (Rutherford et al. 2000), mais la claudication veineuse, elle, n'est pas répertoriée dans ces scores. Ce constat se vérifie également pour le score de Villalta (Villalta et al. 1994) qui est pourtant le score dédié au diagnostic et au suivi des SPT (Tableau 3.1).

Symptômes, décrits par le patient	Signes cliniques, évalués par le médecin lors de l'examen du membre inférieur
Lourdeur de jambes	Œdème pré-tibial
Douleur	Induration de la peau
Sensation de crampes	Hyperpigmentation (dermite ocre)
Prurit	Ectasies veineuses / varices
Paresthésies	Rougeur
	Douleur à la palpation du mollet
	Trouble trophique / ulcère

Tableau 3.1 : Score de Villalta (Galanaud et al. 2017)

Les symptômes décrits par le patient et les signes cliniques évalués par le médecin lors de l'examen sont notés 0 (absent), 1 (léger), 2 (modéré) ou 3 (sévère), excepté l'ulcère pour lequel le médecin indique seulement s'il est présent ou absent. La somme des différents points attribués est réalisée et donne un score global : un score de 0-4 indique l'absence de syndrome post-thrombotique (SPT) ; 5-9 SPT léger ; 10-14 SPT modéré ; et >15 ou présence d'un ulcère, SPT sévère.

Le collège des enseignants de médecine vasculaire apporte aux médecins un outil sur lequel sont décrits les différents diagnostics différentiels en cas de claudication intermittente et les éléments de sémiologie à rechercher (Tableau 3.2, issu de l'ouvrage *VALMI Veine Artère Lymphatique Microcirculation* rédigé par le collège des enseignants de médecine vasculaire, 2016).

Caractères	Artérielle	Articulaire	Neurologique	Veineuse
Distance d'apparition	Toujours la même	Dès les premiers pas	Variable	Variable
Douleur/ Gêne	A type de crampe, de topographie musculaire oblige rapidement à l'arrêt	Topographie articulaire ; d'emblée maximale	Pas de douleur faiblesse, dérobement des membres inférieurs	Sensation progressive de gonflement douloureux
Récupération	En quelques minutes	Sédation lente de la douleur	Durée variable	Récupération lente
Contexte	Terrain d'athérosclérose	Polyarthrose ; séquelle de traumatisme	Arthrose lombaire canal lombaire étroit médullopathie	Thrombose veineuse récente d'un tronc collecteur
Signes associés	Pied pâle et froid à l'effort ; pouls périphériques abolis, possibles souffles artériels	Limitation de la mobilité articulaire	Soulagée par la cyphose lombaire ; déficit neurologique transitoire ; troubles sphinctériens ; radicualgies	Cyanose ; augmentation de volume du membre

Tableau 3.2 : Diagnostics différentiels en cas de claudication intermittente (VALMI Veine Artère Lymphatique Microcirculation rédigé par le collège des enseignants de médecine vasculaire, 2016).

A partir d'un cas clinique rencontré lors d'une consultation de médecine vasculaire au Centre Hospitalier de Dole, nous nous sommes interrogés sur le raisonnement à suivre dans un contexte de claudication intermittente afin de parvenir le plus rapidement possible à la description sémiologique de la claudication veineuse et au diagnostic de SPT sachant qu'une fois le diagnostic établi, il existe des possibilités thérapeutiques efficaces. L'étude s'intitule « *May Thurner Syndrome revealed by left calf venous claudication during running, a case report* ».

Quel est l'impact de la pratique intensive d'une activité physique sur la prévalence des varices ?

Les connaissances actuelles concernant la MVC et l'activité physique encouragent les médecins à recommander à leurs patients la réalisation régulière d'une activité physique en endurance (Carpentier et al. 2014; Bérard et al. 2002). Cependant, les données actuelles ne permettent pas d'établir de lien précis entre la nature de l'exercice (course, natation, vélo), sa durée, son intensité, sa fréquence et les effets attendus sur la fonction veineuse. Il apparaît donc difficile de situer pour un type de pratique donné le niveau du curseur bénéfice/risque sur la fonction veineuse (Donaldson 1990). Nous avons donc souhaité mettre en place une étude observationnelle nous permettant de comparer la prévalence de la MVC au sein d'une population réalisant de manière chronique une activité physique intensive, par rapport à une population contrôle où les sujets n'ont pas une pratique sportive intensive.

La littérature ne nous permet pas d'émettre une hypothèse étayée sur des analyses scientifiques. Seuls des constats empiriques nous font proposer l'hypothèse que l'activité physique intensive puisse être un facteur de risque de la MVC. L'étude mise en place pour tenter de répondre à cette question est l'étude n°4, elle s'intitule « Effet de la pratique sportive intensive sur les varices des membres inférieurs », son acronyme est VARISPORT. Cette étude a reçu un avis favorable du Comité de Protection des Personnes (CPP) Est III en date du 06/07/2015 et une autorisation auprès de l'ANSM en date du 21/05/2015.

4 OUTILS ET METHODES

Nous reprendrons, dans cette quatrième partie, l'ensemble des outils et méthodes utilisés dans les différents protocoles mis en place.

4.1 EXPLORATIONS FONCTIONNELLES PHYSIOLOGIQUES

4.1.1 SYSTEME CARDIOVASCULAIRE PERIPHERIQUE

Echographie Doppler

L'échographie doppler a été utilisée à plusieurs reprises pour l'exploration du réseau veineux (profond et superficiel) et du réseau artériel des membres inférieurs.

Le choix des vaisseaux explorés s'est fait selon les critères suivants :

- La veine fémorale commune représente le plus gros vaisseau de drainage du sang du membre inférieur vers la circulation centrale (Morris et Woodcock 2004). Cette veine est placée en aval de la jonction saphéno fémorale ; elle draine à la fois le réseau veineux profond du membre inférieur (la veine fémorale et veine fémorale profonde) et le réseau veineux superficiel (veine grande saphène, la veine iliaque circonflexe superficielle, la veine épigastrique superficielle et la veine pudendale externe). Cette localisation permet d'évaluer le débit global du membre inférieur (réseau veineux profond et superficiel). De plus, il existe peu de variations anatomiques dans cette zone (contrairement aux fréquentes variations au niveau de la veine poplitée, dédoublement notamment).
- La veine grande saphène représente du fait de sa taille et de son territoire de drainage, la principale veine du réseau veineux superficiel du membre inférieur (Meissner et al. 2007).
- L'artère fémorale commune permet d'évaluer le débit global du membre inférieur. De plus, il existe peu de variations anatomiques dans cette zone.

Plusieurs paramètres ont été évalués pour le réseau artériel et pour le réseau veineux, notamment le calibre des vaisseaux (diamètre antéro-postérieur DAP, surface du vaisseau en coupe transversale) et le débit sanguin au sein des vaisseaux :

- Le DAP (en mm) a été évalué en utilisant une sonde linéaire en coupe transversale. La mesure de la lumière du vaisseau était effectuée en prenant les repères intima-intima.
- La surface du vaisseau en coupe transversale (en mm²) a été mesurée et utilisée pour évaluer les effets de l'immersion au niveau de la VFC et de la VGS (Beliard et al. 2017). Ce paramètre a été évalué en utilisant un échographe Esaote MyLab™Alpha (Esaote, Biomedica, Genoa, Italy) avec une sonde linéaire de 7,5 MHz. Les images ont été acquises par un premier opérateur au cours de la manipulation, elles ont ensuite été mélangées afin que les analyses soient effectuées en aveugle (sans connaître la condition d'immersion). L'évaluation de la surface du vaisseau a été réalisée par un autre opérateur (différent de celui qui a réalisé l'acquisition des images), a posteriori à l'aide d'un logiciel de traitement d'image (MyLabTMDesk, EsaoteBiomedica, Genoa, Italy).
- La méthodologie de l'évaluation d'un débit au sein d'un vaisseau est codifiée. Nous avons respecté dans chaque étude, les recommandations de la Société Française de Médecine Vasculaire (Becker et al. 2011) : le débit au sein d'un vaisseau (ml/min) correspond au produit de la section du vaisseau et de la vitesse moyenne qui y règne ; débit vasculaire (ml/min) = $TAV \cdot 60 \cdot (\pi d^2) / 4$. La vitesse moyenne utilisée correspond à la moyenne sur trois à cinq cycles cardiaques des vitesses moyennes instantanées (Time Average Velocity TAV en cm/s). La mesure de vitesse est évaluée en coupe longitudinale, sur un segment rectiligne de calibre régulier, vierge de turbulence, en respectant les règles suivantes : tir Doppler avec angle d'insonation toujours inférieur à 60% ; vecteur vitesse dans l'axe du flux ; porte Doppler couvrant la totalité de la lumière du vaisseau. La section vasculaire circulante était calculée sur une coupe transversale à partir de la mesure du diamètre luminal, intima-intima, antéro-postérieur, au même endroit que la vitesse. Pour la mesure du débit artériel trois mesures de débit sont effectuées, et la moyenne des trois débits est retenue. Plusieurs facteurs sont à l'origine d'une modification du retour veineux et ont donc un impact sur le débit veineux au niveau des membres inférieurs. Le retour veineux est influencé par la mise en jeu de la pompe veineuse et les mouvements de la cheville (Kwon et al. 2003), les mouvements respiratoires (Osada et al. 2002) et la

fréquence cardiaque (Abu-Yousef et al. 1997). Afin de standardiser les mesures du débit veineux, les mesures suivantes seront mises en place :

- pieds posés à plat, absence de mouvement de la cheville ;
- mesure évaluée après 20 minutes de repos en décubitus dorsal ;
- respiration calme, absence de mouvement ventilatoire maximal qui serait à l'origine de modifications du débit veineux (pas d'expiration forcée, pas d'inspiration forcée, pas d'apnée, pas de Valsalva).

Selon les études, le matériel utilisé était le suivant :

- échographe Esaote MyLab™Alpha (Esaote, Biomedica, Genoa, Italy) avec une sonde linéaire de 7,5 MHz ;
- échographe Philips Affiniti 70, (Philips, Amsterdam, The Netherlands) avec une sonde linéaire de 7.5-MHz (L12-3, Philips, Amsterdam, The Netherlands).

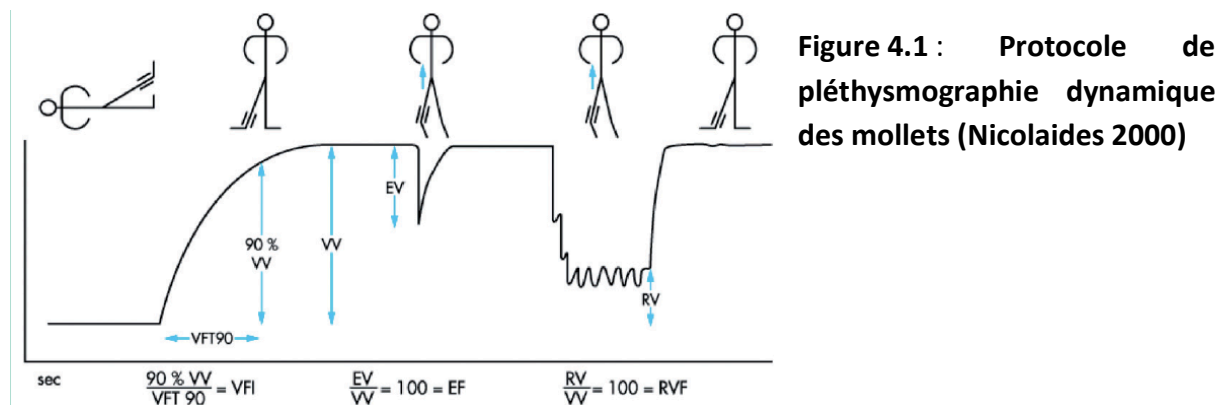
L'échographie est un outil de mesure opérateur dépendant impliquant une variabilité inter et intra-individuelle. La variabilité interindividuelle n'a pas été évaluée car les études ont été réalisées par un seul opérateur. En outre, on sait que la variabilité interindividuelle est d'autant plus importante que l'opérateur est dans sa phase d'apprentissage. Ayant pratiqué près de 15 000 examens écho doppler depuis le début de ma pratique clinique en médecine vasculaire (environ 10-20 examens par jour depuis 5 années), cette variabilité interdépendante peut être considérée comme faible. Pour chaque étude où l'écho doppler a été utilisé, nous avons testé la répétabilité des mesures de l'opérateur. La répétabilité correspond à l'étroitesse d'accord entre des résultats successifs obtenus avec la même méthode sur une matière identique soumise à l'essai dans les mêmes conditions (même opérateur, même appareil de mesure, même laboratoire, répétitions sur une courte durée). Dans le cadre de nos travaux, quel que soit le paramètre étudié (DAP, surface, débit), la valeur utilisée pour effectuer des analyses correspondait à la moyenne de trois mesures. C'est à partir de ces trois mesures réalisées consécutivement et de manière systématique que nous avons évalué la répétabilité de l'opérateur. Pour chaque série, nous avons donc testé l'ensemble des mesures répétées. Pour cela, nous avons, dans un premier temps, recherché la normalité de la distribution des données à l'aide d'un test de Kolmogorov-Smirnov. Après s'être assuré que la distribution des données suivait bien une loi normale (test de Shapiro Wilk) et après avoir vérifié l'homoscédasticité des données (test de Bartlett), nous avons effectué une comparaison des trois mesures répétées en utilisant une ANOVA.

En l'absence de normalité, ou en cas d'hétéroscédasticité des distributions des données testées, un test non paramétrique permettant de comparer des séries non appariées (test de Friedman) a été utilisé. Le seuil de significativité était fixé à 5%. Les analyses statistiques ont été réalisées à l'aide du logiciel R 3.0.0 avec l'ensemble des modules nécessaires dans leurs dernières versions de mise à jour.

Pléthysmographie

Dans l'étude intitulée « La pompe veineuse surale garde son efficacité après une course à pied de 40 minutes » (Beliard et al. 2014) visant à évaluer les effets d'un exercice de course à pied sur la pompe veineuse surale, les variations de volume du mollet ont été enregistrées au moyen du pléthysmographe à jauge de contrainte EC6 et du système d'acquisition Powerlab model ML795 (ADInstruments, Colorado Springs, USA), et les données traitées à l'aide du logiciel Chart v5.5.3 (ADInstruments, Colorado Springs, USA). Pléthysmographie signifie, au sens strict, enregistrement graphique d'une augmentation de volume (Angioweb 2010). Le principe général de la pléthysmographie utilisant les jauges de contrainte est l'enregistrement de la variation de circonférence du segment de membre étudié. La résistance électrique de la jauge de contrainte augmente proportionnellement à l'augmentation de la circonférence du mollet, reflétant la variation de volume du mollet. Le protocole d'évaluation de la pompe veineuse surale utilisé dans ce travail est issu des travaux de Christopoulos et Nicolaidis (Nicolaidis 2000). La jauge est placée au niveau de la circonférence maximale du mollet du MI droit de chaque sujet. A noter qu'aucune différence significative n'a été rapportée dans la littérature concernant les paramètres de pléthysmographie entre le MI droit et le MI gauche lorsque le sujet est indemne de maladie veineuse chronique (Rosfors et al. 2014). La figure 4.1 décrit le protocole de « pléthysmographie dynamique des mollets » (Nicolaidis 2000). L'enregistrement débute en décubitus dorsal, MI surélevé à 45° de façon à favoriser la vidange veineuse du membre. Puis, le sujet se met debout en appui unipodal controlatéral, le volume du membre augmente jusqu'à atteindre un plateau correspondant au volume veineux (VV) fonctionnel. La dynamique du remplissage veineux est caractérisée par l'index de remplissage veineux exprimé en ml/s (VFI). Le sujet exécute ensuite une flexion-extension sur la pointe des pieds et revient en appui unipodal sur le membre opposé jusqu'à obtenir de nouveau la ligne de volume veineux. La réduction de volume sural (EV) induite par une seule contraction du

mollet définit la fraction d'éjection (EF) par le rapport EV/VV . On demande ensuite au sujet d'exécuter 10 mouvements de flexion-extension sur la pointe des pieds (*tiptoe*), la réduction de volume veineux, plus ample, se stabilise à un niveau minimal appelé volume veineux résiduel (RV) qui, rapporté au volume veineux total, définit la fraction de volume résiduel (RVF).



Ce protocole permet donc l'étude des variables suivantes :

- VV (ml/100 ml) : *venous volume*, volume veineux correspondant au remplissage veineux orthostatique.
- VFI (ml/s) = $90\% VV / \text{temps pour obtenir } 90\% VV$: *volume filling index*, index de remplissage veineux corrélé à l'existence d'un reflux veineux profond ou superficiel.
- EV (ml) : *expelled volume*, volume éjecté lors d'un mouvement de flexion-extension sur la pointe des pieds.
- EF (%) = $(EV/VV) \cdot 100$: *ejection fraction*, la fraction d'éjection est une approche quantifiée non invasive de la fonction de pompe veineuse surale. Chez un sujet sain, l'EF est supérieure à 60% (Christopoulos et al. 1987).
- RV (ml/100 ml) : *residual volume*, volume résiduel mesuré après la réalisation de 10 mouvements de flexion-extension sur la pointe des pieds.
- RVF (%) = $(RV/VV) \cdot 100$: *residual volume fraction*, la fraction de volume résiduel est corrélée à la pression veineuse ambulatoire (Rosfors, Persson, et Blomgren 2014) et quantifie l'efficacité de la pompe veineuse surale. Chez un sujet sain, RVF est comprise entre 15 et 35% (Christopoulos et al. 1987).

4.1.2 SYSTEME CARDIOVASCULAIRE CENTRAL

Echographie transthoracique

Toutes les mesures échocardiographique ont été obtenues en décubitus latéral gauche avec un échographe Esaote MyLab™Alpha (Esaote, Biomedica, Genoa, Italy) avec une sonde d'échographie cardiaque de 3,5 MHz. Les acquisitions ont été effectuées en coupe parasternale petit axe et en coupe apicale quatre cavités pendant une période de blocage de la respiration de 2 à 3 secondes à la fin de l'expiration. Les images harmoniques 2D en niveaux de gris ont été obtenues à une fréquence de 60-90 images/s, et les mesures de vitesse ont été enregistrées à une fréquence de 120 à 140 images/s. Les images ont été acquises dans des boucles vidéos déclenchées par le complexe QRS et enregistrées pour une analyse à distance, qui a été réalisée à l'aide d'un logiciel dédié (EchoPac 6.0, GE Healthcare). L'ensemble des mesures ont été effectuées par Stéphane Nottin, opérateur expérimenté (répétabilité testée pour l'ensemble des mesures), selon une méthodologie déjà décrite dans la littérature (Maufrais et al. 2016).

Cardiofréquencemètre

Lorsque cela était nécessaire dans la problématique de l'étude, les sujets étaient équipés d'un cardiofréquencemètre afin de monitorer la fréquence cardiaque FC. Les outils utilisés sont largement utilisés dans les études de physiologie de l'exercice.

Dans l'étude n°1 réalisée dans un contexte de simulation de compétition de gymnastique aérobic, la FC des sujets était enregistrée en continu (acquisition toutes les 10 secondes) au cours de la journée à l'aide d'un cardiofréquencemètre Polar M400® (Polar, Kempele, Finland). Dans l'étude n°2 réalisée dans un contexte de simulation de match de football, la FC des sujets était enregistrée en continu (enregistrement de chaque intervalle R-R) dès l'échauffement et jusqu'à la fin du match à l'aide d'un cardiofréquencemètre Polar T31c (Polar Electro in, Kempele, Finland). Pour l'étude n°3 dédiée aux effets vasculaires centraux et périphériques de l'ESNM surale au repos et après une activité physique, la FC des sujets était enregistrée en continu (enregistrement de chaque intervalle R-R) à l'aide d'un cardiofréquencemètre Polar S810™ (Polar, Kempele, Finland). Les sujets étaient équipés de ce cardiofréquencemètre tout au long des deux sessions qu'ils réalisaient (condition test et condition contrôle).

4.2 OUTILS PERMETTANT L'ÉVALUATION DE LA PATHOLOGIE VEINEUSE

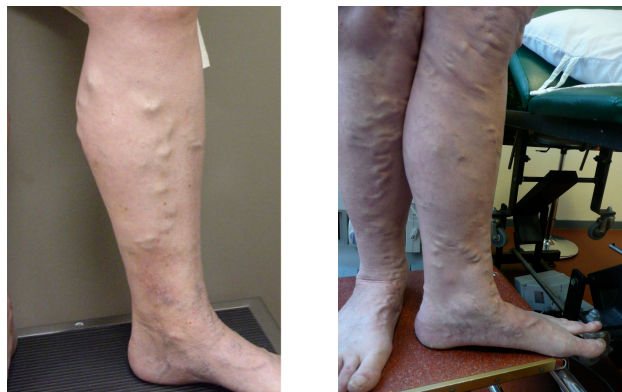
4.2.1 ÉVALUATION DE LA MALADIE VEINEUSE CHRONIQUE

Dans le cadre de l'étude n°4, l'objectif était de rechercher la prévalence et le stade de gravité de la maladie veineuse chronique (MVC) dans deux populations. Pour cela, nous avons utilisé différents outils présentés dans ce paragraphe.

Examen clinique

Un examen clinique standardisé était réalisé dans le but d'évaluer la présence d'une maladie veineuse chronique. Les signes cliniques des affections veineuses chroniques recherchés correspondaient aux définitions de la terminologie internationale (Eklof et al. 2009) :

- Télangiectasies : (*Telangiectasia* ; synonymes : *spider veins, hyphen webs, thread veins*) : confluence de veinules intradermiques dilatées dont le calibre est inférieur à 1 mm.
- Veines réticulaires (*Reticular Veins* ; synonymes : *blue veins, subdermal veins*) : veines sous dermiques bleutées, dilatées d'un diamètre de 1 à 3 mm et habituellement sinueuses. Cette définition exclut les veines normales visibles chez les sujets dont la peau est diaphane.
- **Varices ou veines variqueuses (*Varicose veins* ; synonymes : *varix, varices, varicosities*)** : veine sous-cutanée dont le diamètre est supérieur à 3 mm en position debout (Figures 4.2 et 4.3). Les varices sont habituellement sinueuses mais les veines tubulaires qui sont le siège d'un reflux sont incluses dans les varices. Celles-ci peuvent intéresser les troncs saphènes, leurs tributaires et le réseau non saphène.



Figures 4.2 et 4.3 : Varices non systématisées des membres inférieurs (DU de phlébologie)

- Œdème (*Edema*) : augmentation perceptible du volume liquidien dans la peau et le tissu cellulaire sous-cutané gardant le godet.
- Pigmentation cutanée (*Pigmentation*) : taches brunâtres de l'épiderme résultant de l'extravasation du sang qui se situe le plus souvent à la cheville.
- Eczéma (*Eczema*) : dermatite érythémateuse qui peut être responsable de vésicules, d'un suintement ou de squames cutanées à la jambe.
- Hypodermite scléreuse (*Lipodermatosclerosis*) : inflammation chronique localisée et induration de la peau et du tissu cellulaire sous-cutané.
- Atrophie blanche (*White atrophy*) : lésion cutanée localisée blanchâtre, atrophique souvent circulaire entourée par des capillaires dilatés et parfois par une augmentation de la pigmentation cutanée.
- Ulcère veineux (*Venous ulcer*) : lésion à l'emporte-pièce de la peau située le plus souvent à la cheville qui n'a pas de tendance spontanée à la cicatrisation.

Classification CEAP

La classification internationale CEAP a été utilisée pour évaluer la sévérité de la maladie veineuse chronique. Cette classification a été créée en 1994 et publiée une première fois en 1995 (Porter et Moneta 1995), puis elle a été révisée en 2004 (Eklöf et al. 2004). Son utilisation est recommandée pour toute étude clinique sur les affections veineuses chroniques (Gloviczki et al. 2011). Elle se décline en quatre thématiques : C clinique, E étiologie, A anatomie, P physiopathologie. Chaque stade clinique doit être complété de la mention symptomatique (S) ou asymptomatique (A). Les symptômes retenus sont les douleurs, le prurit, la sensation de jambes lourdes et les crampes (Perrin 2008).

C : classification clinique		
C0	pas de signe visible ou palpable de maladie veineuse	
C1	télangiectasies ou veines réticulaires	
C2	veines variqueuses (DAP > ou = 3 mm)	
C3	Œdème	
C4	altérations cutanées ou du tissu cellulaire sous-cutané liées à une maladie veineuse chronique	
C4a	pigmentation (dermite ocre) et/ou eczéma veineux	
C4b	hypodermite scléreuse et/ou atrophie blanche	
C5	ulcère cicatrisé	
C6	ulcère non cicatrisé	
E : classification étiologique		
E _C	Congénitale	
E _P	Primitive	
E _S	secondaire (post-thrombotique)	
E _N	pas d'étiologie veineuse identifiée	
A : classification anatomique		
A _S	<u>Système veineux superficiel (<i>superficial venous system</i>)</u>	
	1	télangiectasies, veines réticulaires
	2	grande veine saphène (VGS) en cuisse
	3	grande veine saphène (VGS) en jambe
	4	petite veine saphène (VPS)
	5	non saphène
A _D	<u>Système veineux profond (<i>deep venous system</i>)</u>	
	6	veine cave inférieure (VCI)
	7	veine iliaque commune (VIC)
	8	veine iliaque interne (VII)
	9	veine iliaque externe (VIE)
	10	veines pelviennes : génitale, ligament large...
	11	veine fémorale commune (VFC)
	12	veine fémorale profonde (VFP)
	13	veine fémorale (VF)
	14	veine poplitée (VP)
	15	veines jambières : tibiales antérieures, postérieures, fibulaires
16	veines musculaires : gastrocnémiennes, soléaires	
A _P	<u>Veines perforantes (<i>Perforating veins</i>)</u>	
	17	au niveau de la cuisse
	18	au niveau du mollet
A _N	Absence de lésion anatomique identifiée	
P : classification physiopathologique		
P _R	Reflux	
P _O	Obstruction	
P _{R,O}	reflux et obstruction	
P _N	absence de physiopathologie veineuse identifiée	

Tableau 4.1 : Classification CEAP révisée (Eklöf et al. 2004) (traduite en langue française (Perrin 2008))

Score d'évaluation des symptômes des affections veineuses chroniques

Le score clinique validé par Carpentier et ses collègues (Carpentier et al. 2007) a été appliqué aux sujets de l'étude. Les symptômes liés à la MVC sont peu spécifiques (douleurs, prurit, sensation de jambes lourdes, crampes). Ce questionnaire présente l'intérêt d'interroger le sujet dans le but de détecter les symptômes les plus fréquents des affections veineuses chroniques et de faire un lien entre l'association de ces symptômes et la présence d'une MVC (Tableau 4.2). Ainsi, un score supérieur ou égal à 3 permet de faire un diagnostic de maladie veineuse chronique avec une spécificité de 0,96 et une sensibilité 0,75.

Les symptômes que vous ressentez au niveau de vos membres inférieurs sont		
	Réponse	Points
Similaires à une sensation de chaleur, de lourdeur ou de gonflement des jambes	oui	1
Associés à des impatiences (besoin impérieux de bouger les jambes), un prurit ou une douleur en regard d'une veine visible	oui	1
Aggravés par un environnement chaud ou améliorés par un environnement froid	oui	1
Aggravés par la marche	non	1

Tableau 4.2 : Score d'évaluation des symptômes des affections veineuses chroniques (Carpentier et al. 2007)

Echographie Doppler

La société française de médecine vasculaire a rédigé des standards de qualité pour la réalisation du bilan d'insuffisance veineuse (Auvvert et al. 2014). Nous avons donc respecté le protocole décrit pour la réalisation de cet examen. Les points clés dans le cadre du bilan d'insuffisance veineuse sont la mesure des calibres des veines superficielles et la mise en évidence d'un reflux (significatif si $> 0,5s$ au niveau du réseau veineux superficiel, et $>1s$ au niveau du réseau profond).

Pour l'étude n°4 qui s'intéresse aux effets chroniques d'une pratique intensive d'activité physique sur les veines des MI, des mesures de calibre ont été réalisées au niveau de la veine grande saphène au tiers moyen de cuisse, de la veine petite saphène au tiers proximal

du mollet, de la veine poplitée dans sa portion rétro articulaire et de la plus volumineuse veine gastrocnémienne médiale au tiers proximal du mollet.

4.2.2 RECHERCHE D'UNE THROMBOSE VEINEUSE PROFONDE OU SUPERFICIELLE

Nous présenterons dans ce manuscrit de thèse un cas clinique qui concerne le syndrome de May Thurner. Dans ce contexte, l'exploration écho doppler réalisée était une recherche de processus thrombotique au niveau des veines des MI. La société française de médecine vasculaire a rédigé des standards de qualité pour la réalisation du bilan de maladie thromboembolique veineuse MTEV (Barrelier et al. 2013), nous avons suivi ces recommandations. Les points clés de la recherche de MTEV sont les manœuvres de compression (écrasement de la veine à l'aide de la sonde d'échographie à la recherche d'une incompressibilité totale ou partielle) et l'analyse du flux veineux (manœuvres de chasse, modulations respiratoires, manœuvres de Valsalva).

4.3 OUTILS DE MESURE DE LA PERFORMANCE

Deux études ont testé les effets de dispositifs de récupération sur la performance. Dans les deux cas, le design global mis en place avait pour objectif de se rapprocher au plus près des conditions réelles de la compétition afin d'apporter des éléments concrets aux entraîneurs dans leur pratique de terrain.

La première étude (**étude n°1**) s'intéressait à la gymnastique aérobic. La configuration d'une journée de compétition suit le déroulement suivant : phases qualificatives le matin en individuel et en équipe, phases finales l'après-midi en individuel et en équipe. Ce schéma entraîne des contraintes importantes pour les athlètes qualifiés pour les phases finales. En effet, ils seront amenés à réaliser 4 routines en quelques heures, avec, le matin et l'après-midi, seulement quelques minutes entre leur passage en individuel et en équipe. Nous avons travaillé sur ce projet avec l'équipe de France de gymnastique aérobic qui compte dans ses rangs plusieurs athlètes du top 10 mondial.

La question posée par les entraîneurs était de savoir s'il existait des possibilités de mettre en place des méthodes permettant d'optimiser les phases de récupération courtes entre les routines afin que les athlètes conservent un niveau de performance maximal lors de chaque passage tout en respectant les contraintes liées à la compétition. Pour tenter de répondre à

cette question, nous avons mis en place un protocole qui se rapprochait le plus possible d'une vraie journée de compétition. Nous avons donc respecté un plan simulant une journée de compétition (Figure 4.4) :

- Le matin, échauffement de l'athlète (*warm up* WU) pendant une heure : modèle d'échauffement standardisé mis en place par l'entraîneur avant une compétition.
- Première routine (R1, durée 1min30s).
- Période de 10 minutes de récupération (*recovery* Rec) : l'athlète était soit dans un groupe contrôle (récupération passive) soit dans le groupe test (association compression et ESNM surale) ; chaque athlète a réalisé toute la session dans l'un ou l'autre groupe.
- Seconde routine (R2).
- Période de 10 minutes de récupération (Rec).
- Une période d'inactivité de deux heures (simulant le temps entre les phases qualificatives du matin et les phases finales de l'après-midi) était respectée par l'ensemble des sujets qu'ils appartiennent au groupe contrôle ou au groupe test. Au cours de cette période, les athlètes devaient rester au repos dans le gymnase, et ils devaient s'alimenter et s'hydrater selon leur besoin sans restriction.
- L'après-midi, échauffement (WU) pendant une heure.
- Troisième routine (R3).
- Période de récupération de 10 minutes (Rec).
- Quatrième routine (R4).
- Période de récupération de 10 minutes (Rec).

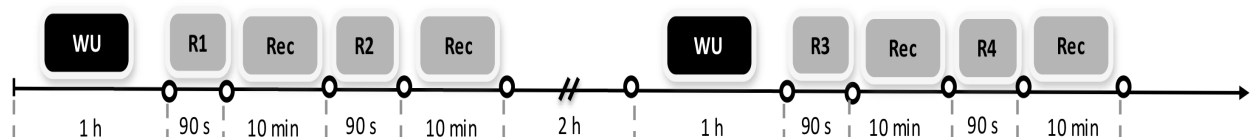


Figure 4.4 : Déroulement de l'étude n°1

La durée de 10 minutes a été choisie pour les phases de récupération entre R1 et R2 d'une part, et R3 et R4 d'autre part, car elle correspond à la situation de compétition la plus contraignante où l'athlète ne bénéficie que de 10 minutes entre son passage en individuel et son passage en équipe. Dans notre étude, chaque sujet présentait en solo quatre fois la

même routine pour ses quatre passages (R1, R2, R3 et R4). Deux groupes de six sujets appariés (sexe, âge, niveau de performance) ont été formés. Une condition de récupération (récupération passive ou association compression + ESNM surale) était attribuée à chaque groupe, ainsi, chaque sujet a testé une seule condition de récupération tout au long de la session. Deux paramètres de performance ont été évalués :

- La note obtenue à chaque routine : une juge internationale de la discipline a attribué une note à chaque routine selon les codes d'évaluation internationaux (note artistique, note d'exécution, coefficient de difficulté). Chaque routine (R1, R2, R3 et R4) réalisée par l'athlète a été filmée dans sa totalité, les enregistrements ont ensuite été rangés dans un ordre aléatoire afin que le jugement soit effectué sans connaître l'ordre de passage des routines. Par ailleurs, aucun élément sur les vidéos ne permettait de savoir si le sujet appartenait au groupe contrôle ou au groupe test. Chaque routine a été évaluée quatre fois par la même juge avec, à chaque fois, une semaine d'intervalle entre les évaluations. La moyenne de ces quatre évaluations a été réalisée pour l'analyse des résultats.
- La hauteur de saut maximale atteinte lors d'un exercice de sauts en contre-mouvement (counter-movement jumps CMJ) : à la fin de l'échauffement et après chaque période de récupération de 10 minutes, 5 CMJ étaient réalisés. Le système de mesure Optojump Next (Microgate, Bolsano, Italy) était utilisé pour évaluer le temps de vol. A partir de ce temps de vol, un calcul de la hauteur de saut était effectué selon la méthode décrite par Bosco (Bosco et al. 1983) et validée par Glatthorn (Glatthorn et al. 2011) : $jump\ height$ (hauteur de saut) = $1/8.g.t_f^2$ (g étant la constant d'accélération gravitationnelle $9,81m/s^2$, et t_f *time flight*, le temps de vol en seconde). Le départ du saut s'effectue en position debout. Les mains sont placées sur les hanches pour éviter tout mouvement de balancier avec les bras qui permettrait de sauter plus haut. Le sujet effectue un contre-mouvement (flexion des MI) immédiatement suivi d'une extension complète des MI. Lors de ce saut, le sujet a pour consignes de sauter le plus haut possible. La hauteur la plus importante atteinte lors des 5 tentatives était conservée pour l'analyse.

La seconde étude (**étude n°2**) où une analyse des effets d'un dispositif de récupération sur la performance a été testée est une étude dédiée à la récupération au cours de la mi-temps d'un match de football. Dans cette configuration également, l'objectif était de se rapprocher au maximum de la situation de compétition dans laquelle le joueur bénéficie d'un temps de 15 minutes dans un vestiaire entre chaque mi-temps. La problématique liée au football qui est un sport d'opposition avec une équipe adverse réside dans le fait qu'aucun match ne se déroule de la même manière. Ainsi, selon le poste de chaque joueur, selon le score, selon l'adversaire, selon la tactique adoptée, le nombre et l'intensité des déplacements effectués par un joueur seront très différents d'un match à un autre. Dans le but de standardiser le déroulement et le contenu d'un match de football, nous avons mis en place le protocole de simulation de match de football intitulé SAFT⁹⁰ (Small et al. 2009). Le SAFT⁹⁰ a été conçu pour reproduire la dépense physiologique et la fatigue musculaire induites par un match de football en incluant des mouvements spécifiques réalisés lors d'un match. Ce protocole est composé de 6 blocs de 15 minutes. Le déroulement de chaque bloc s'effectue sur un circuit prédéfini (Figure 4.5) et selon un timing prédéfini (CD audio) le sujet alterne des séquences de :

- arrêt sur place,
- marche,
- footing (faible intensité, environ 10km/h),
- course rapide (intensité moyenne, environ 15 km/h),
- sprint (intensité maximale, plus de 20km/h),
- pas chassés (à une allure de footing ou de course rapide).

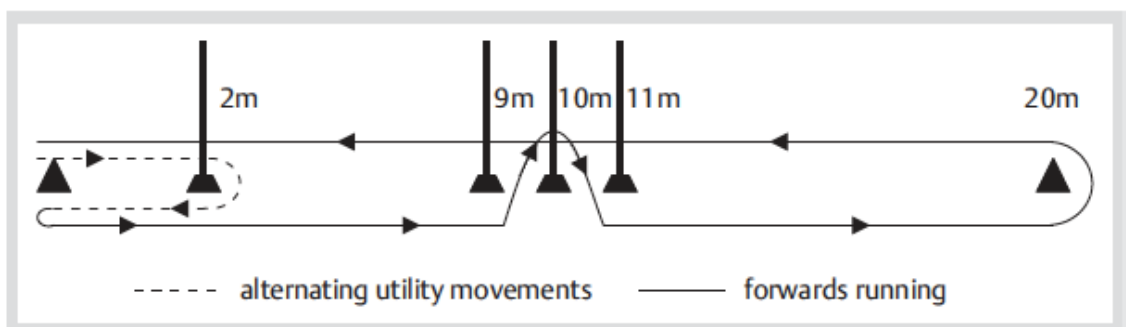


Figure 4.5 : Circuit défini dans le cadre du protocole SAFT⁹⁰ (Small et al. 2009)

Nous avons réalisé cette étude en partenariat avec le pôle espoir football du Centre de Ressource et d'Expertise à la Performance Sportive (CREPS) de Bourgogne. Dans la catégorie

d'âge des sujets de cette étude (Championnat U15), la durée des matches est de deux mi-temps de 40 minutes avec une mi-temps de 15 minutes. Nous avons donc réduit la durée de chaque bloc, au lieu de 15 minutes (6 blocs de 15 minutes pour une durée totale de 90 minutes), nous avons choisi une durée de 12 minutes (6 blocs de 12 minutes pour une durée totale de 72 minutes). La phase de récupération entre le 3^{ème} et le 4^{ème} bloc était maintenue à une durée de 15 minutes (simulation de mi-temps). 22 sujets ont été inclus, ils ont été divisés en deux groupes de 11 sujets, un groupe test qui bénéficiait d'une ESNM surale au cours de la mi-temps et un groupe contrôle qui était équipé avec un dispositif placebo au cours de la mi-temps. Pour chaque sujet, le déroulement de la session était donc le suivant (Figure 4.6) :

- Echauffement de l'athlète (*warm up* WU) pendant 15 minutes : modèle d'échauffement standardisé mis en place par l'entraîneur avant un match ;
- Premier bloc (B1, durée 12 min) ;
- Second bloc (B2, durée 12 min) ;
- Troisième bloc (B3, durée 12 min) ;
- Mi-temps (*half-time* HT) : le joueur était soit dans le groupe contrôle, soit dans le groupe test ;
- Quatrième bloc (B4, durée 12 min) ;
- Cinquième bloc (B5, durée 12 min) ;
- Sixième bloc (B6, durée 12 min) ;

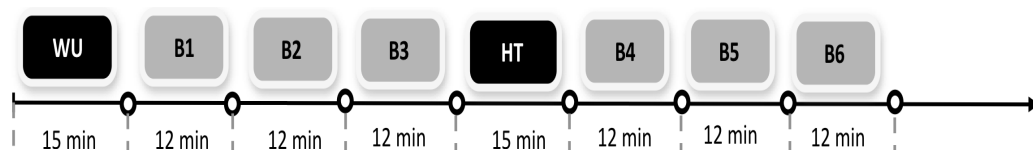


Figure 4.6 : Déroulement de l'étude n°2

Trois tests de performance ont été évalués à la fin de l'échauffement, après chaque bloc (B1, B2, B3, B4, B5 et B6) et à la fin de la mi-temps :

- CMJ : 3 CMJ étaient réalisés selon la procédure décrite pour la manipulation effectuée avec les athlètes de l'équipe de France de gymnastique aérobic. La hauteur

de saut maximale (en cm) la plus importante atteinte lors des 3 tentatives était conservée pour l'analyse.

- Frappe de balle : la vitesse maximale de frappe (en km/h) était évaluée à l'aide d'un système de radar (Stalker ATSI Applied concept, Plano, United States) permettant d'acquérir la vitesse maximale atteinte par le ballon. Le ballon était placé à 10 mètres du but vide (sans gardien), la consigne donnée au joueur était d'effectuer consécutivement deux frappes maximales. Dans le but de limiter la perte de vitesse liée à l'angle de tir, il était demandé au joueur de viser le centre du but ; le radar était placé derrière le but, au centre, à un mètre de hauteur. La vitesse la plus importante atteinte lors des 2 tentatives était conservée pour l'analyse.
- Test de sprint : A partir de ce test de performance, trois paramètres ont été évalués :
 - Le temps mis pour parcourir la distance de 20 mètres (en secondes) : un système de cellules photoélectriques (Microgate GmbH, Bolzano, Italy) était placé à 90 cm du sol et séparé d'une distance de 20 mètres. Le sujet débutait son sprint où il le souhaitait, la consigne étant de parcourir les 20 mètres le plus rapidement possible (départ lancé). Le temps mis pour parcourir les 20 mètres s'affichait sur un tableau à LED (visible par le joueur) et il était relevé par l'opérateur. Le meilleur temps atteint lors des 2 tentatives était conservé pour l'analyse.
 - L'accélération maximale (en m/s^2) : ce paramètre a été évalué à l'aide de systèmes GPS hautes fréquences (GPexe Pro, Exelio Srl, Udine, Italy). Ces dispositifs étaient portés en continu tout au long de la session, ils étaient placés dans le dos de chaque joueur à l'aide d'un système de mise en place dédié dans le but de recueillir le meilleur signal GPS possible. L'acquisition des données pour chaque GPS était de 20Hz. Nous avons relevé l'accélération maximale atteinte lors de chaque sprint (deux tentatives) et nous avons conservé la meilleure pour l'analyse.

Deux paramètres ont été évalués en continu tout au long de la session à l'aide des systèmes GPS hautes fréquences :

- La distance totale parcourue en mètres.

- La puissance métabolique en W/kg (di Prampero et al. 2015; Osgnach et al. 2010). La puissance métabolique est un calcul de la dépense énergétique sur la base d'une mesure de déplacement (accélérations, décélérations et course à vitesse constante).

4.4 OUTILS DE MESURE DE RESENTI DU SUJET

Echelle de Borg pour le ressenti de l'effort

Dans l'étude simulant un match de football (Etude n°2), nous avons évalué la perception de l'effort des sujets à la fin de chaque bloc d'activité physique à l'aide d'une échelle de ressenti de Borg CR 100 (Borg et Borg 2002). Une phase de familiarisation de cette échelle a été mise en place avant l'étude dans le but d'obtenir des valeurs les plus reproductibles possible.

Echelle de ressenti de la phase de récupération

Dans le cadre de l'étude n°1 dédiée à la récupération lors d'une journée de compétition de gymnastique aérobic, le ressenti de la phase de récupération a été évalué après chaque session de 10 minutes de récupération à l'aide d'une échelle de ressenti. Cette échelle de ressenti a été précédemment utilisée dans la littérature (Tessitore et al. 2008) :

- Feeling scale recovery « efficacy » :
 - « How did you like this recovery intervention? » by means of a 10 points Likert scale, ranging from “not at all” (0 point) to “very, very much” (10 points) ;
 - « Comment as tu trouvé cette méthode de récupération ? », la réponse de l'athlète devait s'échelonner entre 0 « pas bien du tout » et 10 « très très bien ».

4.5 DOSAGES SANGUINS

Les études n°1 et n°2 se sont intéressées aux effets de différents dispositifs de récupération (ESNM surale ou ESNM surale associée une compression des MI) dans le cadre de la simulation d'une compétition (match de football, compétition de gymnastique aérobic) sur la lactatémie. La mesure des lactates sanguins respectait le protocole décrit par Baldari et son équipe (Baldari et al. 2009). Un prélèvement sanguin était effectué au niveau du lobe de l'oreille après réalisation de la désinfection de ce dernier par une solution alcoolique

d'Héxoméline. Puis l'utilisation d'une lancette sécurisée (auto-piqueur) permettait d'obtenir une goutte de sang capillaire. L'échantillon était immédiatement analysé avec le dispositif Lactate Pro (Arkray, Kyoto, Japon). Les athlètes ont l'habitude de ce type de prélèvements dans le suivi de l'entraînement.

4.6 RECHERCHE BIBLIOGRAPHIQUE

Un des travaux publiés au cours du travail de thèse (Beliard et al. 2015) était une revue de la littérature concernant les effets des dispositifs de compression des membres inférieurs dans le contexte de la pratique sportive (pendant l'activité ou lors de la phase de récupération post-exercice). Cette revue de littérature a été effectuée en 2012 dans le cadre de ma thèse d'exercice, puis mise à jour en mai 2014 pour la publication de l'article. La méthodologie était la même et les outils utilisés également.

La recherche s'est effectuée à l'aide des bases de données électroniques PubMed, Medline, Sport Discus et Web of Science. Les mots clefs suivants ont été entrés dans les moteurs de recherche : *compression garment (vêtement de compression)*, *venous return (retour veineux)*, *exercise (exercice)*, *muscle soreness (douleur musculaire)*, *recovery (récupération)*, *performance (performance)*. Le choix de ces mots clefs était le fruit d'une réflexion collective (Dr Chauveau, Dr Becker) sur le thème de la compression dans le cadre de la pratique sportive. A partir de cette première étape, 109 références bibliographiques ont été sélectionnées. Dans le but d'affiner notre recherche et de répondre au mieux aux questions posées (effets de la compression au décours d'une activité sportive, « effet dose » de la compression), nous avons instauré des « critères de qualité » permettant de sélectionner les articles les plus pertinents :

- Les articles rétrospectifs et les cas cliniques n'ont pas été conservés.
- Les articles traitant de la maladie thromboembolique veineuse chez le sportif étaient écartés.
- Seules les études réalisées sur des sujets sportifs ont été sélectionnées. Pour ce travail, nous avons défini un sujet sportif de la façon suivante : « *Sportif : individu pratiquant une activité physique de manière planifiée, structurée et répétée dans le but d'améliorer ou de maintenir ses capacités physiques* ». Une telle définition incluait la notion de répétition de l'activité physique, et permettait de s'affranchir de

la notion précise de fréquence de la pratique sportive. Nous avons construit cette définition à partir de deux supports. Tout d'abord, nous nous sommes basés sur la définition du mot « sport » apportée par le dictionnaire Larousse de la langue française (Larousse 2017) : « *Sport : Activité physique visant à améliorer sa condition physique* ». Nous avons complété cette définition par la notion d'entraînement physique issue du rapport « Activité Physique et Santé » délivré par le ministère de la Santé dans le cadre du Programme National Nutrition Santé (Société Française de Nutrition 2005) : « *Entraînement physique : Activité physique planifiée, structurée, répétée et dont le but est d'améliorer ou de maintenir les capacités physiques d'un individu* ».

- L'article devait s'intéresser aux effets de la compression appliquée aux membres inférieurs. Ainsi, les articles concernant la compression du corps entier (*full body compression*) ou la compression appliquée aux membres supérieurs ont été écartés.
- La pression exercée par les vêtements de compression devait être connue ou le produit devait être clairement identifié (marque, modèle, taille) afin de pouvoir se le procurer et ainsi réaliser les mesures de pression d'interface.
- Il ne devait pas apparaître d'erreurs grossières (hétérogénéité de recrutement manifeste, défaut de méthodologie) dans la méthodologie (protocole, analyse statistique) et la présentation des résultats.

Les études sélectionnées ont ensuite été classées en trois catégories afin de tenter d'isoler les situations d'utilisation de la compression :

- Catégorie 1 : les études traitant des effets du port d'une compression au niveau des membres inférieurs **au cours de la réalisation d'une activité sportive**.
- Catégorie 2 : les études traitant des effets du port d'une compression au niveau des membres inférieurs **au cours de la phase de récupération post-exercice**.
- Catégorie 3 : les études traitant des effets du port d'une compression au niveau des membres inférieurs **à la fois lors de la réalisation d'une activité sportive et au cours de la phase de récupération post exercice**.

4.7 EVALUATION DE LA PRESSION EXERCEE PAR UN DISPOSITIF DE COMPRESSION

Le second objectif du travail de revue de littérature était de faire un lien entre la pression appliquée par un dispositif et l'effet obtenu. Pour obtenir les pressions exercées par les différents dispositifs de compression, des mesures ont été réalisées in vivo et in vitro.

L'évaluation in vivo correspond à la pression réellement exercée lorsque le dispositif de compression est porté par un individu, elle correspond à la pression existant entre la peau et le dispositif de compression (Rimaud et al. 2014). La mesure in vivo est une mesure locale à un point spécifique, qui est influencée par le rayon de courbure du membre à ce point particulier, ainsi que par la tension du textile. La méthodologie décrite par Partsch et al. (Partsch et al. 2006) a été respectée pour mesurer la pression appliquée par les vêtements de compression. Nous avons utilisé le dispositif Picopress (Microlabitalia, Padoa, Italie). Cet appareil de mesure de pression se compose d'une sonde de pression en plastique (5 cm de diamètre), qui est remplie de 2,0 ml d'air pour la mesure de la pression. Les fluctuations de la pression sur cette sonde sont transformées en signaux électroniques pouvant être enregistrés en continu et traduisant ainsi la pression exercée en mm Hg. La localisation des zones de mesure a été définie par Partsch (Partsch et al. 2006), la représentation sur la Figure 4.7 est issue d'un travail de Rimaud et al. (Rimaud et al. 2014) :

- Sur la cheville au point B1 : au-dessus de la malléole médiale, sous le muscle gastrocnémien médial en avant du tendon calcanéen et à l'arrière du tibia (" zone où le talon d'Achille devient un muscle, à environ 10 à 15 cm la malléole médiale") ;
- Sur le mollet, au point C : situé sur face médiale de la jambe, à la plus grande circonférence du mollet ;
- Sur la cuisse, au point F, sur la surface médiale, à mi-chemin entre la patella et l'aîne.



Figure 4.7 : Positions des sondes de pression pour la mesure de la pression d'interface (Rimaud et al. 2014)

L'évaluation in vitro a été réalisée en laboratoire (laboratoires Innothéra, Arcueil, France) à partir de deux méthodes :

- Mesures sur une jambe en bois de section circulaire (jambe de Hohenstein) ;
- Mesure de pression dynamométrique (méthode analogue à la norme AFNORG3).

4.8 METHODES DE RECUPERATION TESTEES

Dans ce paragraphe, nous détaillerons l'ensemble des méthodes de récupération testées dans les différentes études mises en place. Pour chaque méthode, nous apporterons une justification qui sera à la fois d'ordre pratique (faisabilité, coût, connaissance de la méthode par les sportifs concernés...) et d'ordre scientifique (intérêt démontré ou au contraire restant à démontrer dans la littérature, hypothèses non vérifiées dans la littérature...).

Trois méthodes de récupération ont été testées dans le cadre de ce travail de thèse :

- La compression (associée à l'ESNM surale) : étude n°1 dédiée à la récupération dans le cadre de la gymnastique aérobic.
- L'immersion : étude des effets de différentes modalités d'immersion (eau tempérée, eau froide, immersion contrastée) sur les veines des membres inférieurs chez des handballeurs (Beliard et al. 2017).
- L'ESNM surale : étude n°1 dédiée à la récupération dans le cadre de la gymnastique aérobic, étude n°2 dédiée à la récupération au cours d'une mi-temps de match de football, et étude n°3, dédiée à l'évaluation des effets vasculaires centraux et périphériques de l'ESNM surale.

4.8.1 LES DISPOSITIFS DE COMPRESSION

Dans l'étude n°1, nous avons mis en place une simulation de journée de compétition de gymnastique aérobic et nous avons comparé en post-exercice immédiat une récupération passive à une méthode de récupération associant le port d'un dispositif de compression à l'ESNM surale. Les dispositifs de compression utilisés dans cette étude étaient des bas de la marque COMPRESSPORT, la dénomination exacte du produit est : F-LIKE FULL LEG COMPRESSPORT® (Figure 4.8). La taille des bas a été adaptée aux mensurations de chaque sujet en respectant le taillage (Figure 4.9) proposé par le fabricant. L'enfilage des bas était supervisé par les investigateurs afin que ceux-ci soient bien en place. Nous avons choisi ces

dispositifs car leur usage est répandu dans le monde sportif et nous avons déjà réalisé des travaux avec ces dispositifs (Ravier et al. 2016).



Figure 4.8 : Dispositifs de compression F-LIKE FULL LEG COMPRESSPORT® (étude n°1)

SIZE	T1	T1+	T2	T2+	T3	T3+	T4	T4+
● (cm)	30-34	30-34	34-38	34-38	38-42	38-42	42-46	42-46
● (cm)	33-39	36-42	36-42	39-45	39-45	42-48	42-48	45-51
● (cm)	47-57	52-62	52-62	57-67	57-67	62-72	62-72	67-77

Figure 4.9 : Gamme de tailles, dispositifs de compression F-LIKE FULL LEG COMPRESSPORT® (étude n°1)

Il est conseillé lorsque l'on réalise une étude utilisant des dispositifs de compression de connaître d'une part, les pressions exercées par le dispositif (mesure de pression in vivo, profil de pression Cf paragraphe 4.7) et d'autre part, l'index de rigidité de ce dispositif (Rabe et al. 2008). Le *static stiffness index SSI* (index de rigidité) correspond à la différence entre la pression de repos et la pression de travail. La pression de repos correspond à la pression in vivo exercée par le dispositif lorsque les muscles de la jambe sont au repos, le sujet étant allongé. La pression de travail est obtenue en demandant au sujet de réaliser quelques dorsiflexions (effet de massage de la compression) lorsqu'il est en position couchée, puis le sujet se met en position debout, la pression exercée par le dispositif de compression en position debout correspond à la pression de travail (Partsch 2012). Un dispositif est considéré comme étant non rigide si son SSI est < 10 , et comme rigide, s'il est > 10 . Dans le cadre de notre étude, nous avons donc choisi le dispositif de compression FULL LEG COMPRESSPORT®. Le fabricant indique des pressions à 15, 27 et 14 mm Hg respectivement au niveau de la cheville, du muscle gastrocnémien médial et du muscle vaste latéral. Des mesures de pression d'interface ont été réalisées à l'aide du PicoPress® (Microlab, Italie) chez deux individus, et un total de 6 mesures par individu ont été effectuées. La méthodologie décrite par Partsch et al. a été respectée (Partsch et al. 2006). Les caractéristiques du produit au repos en position allongée étaient les suivantes (pression de repos) : $19 \pm 2,1$ mm Hg au point B1, $24 \pm 1,2$ mm Hg au point C et $16 \pm 1,8$ mm Hg au point F. Le SSI au point B1 a été calculé à $1,8 \pm 0,2$ mm Hg. Ce dispositif de compression présente donc un index de rigidité faible.

4.8.2 LES METHODES D'IMMERSION

L'étude testant les effets de différentes méthodes d'immersion sur les calibres des veines profondes et superficielles des membres inférieurs (Beliard et al. 2017) a été réalisée conjointement à une étude testant les effets de différentes méthodes d'immersion sur le débit artériel au niveau des MI (Ménétrier et al. 2015). L'immersion dans un bac en position debout jusqu'à la taille a été choisie, car elle est fréquemment mise en place dans le cadre de la récupération post exercice (Pournot et al. 2011) et également parce que les sujets testés (handballeurs de haut niveau) utilisaient cette méthode en routine après les entraînements intensifs et après les matches. Ainsi l'ensemble du matériel était déjà installé dans les vestiaires de l'équipe de handball, et les sujets étaient habitués aux protocoles d'immersion avant l'étude. Les températures (bac d'eau tempérée à 35°C et bac d'eau froide à 12°C) et les durées d'immersion (16 minutes d'immersion, avec une alternance toutes les deux minutes pour l'immersion contrastée) ont été choisies en se basant sur la littérature (Versey et al. 2013; Almeida et al. 2015). Ainsi, dans cette étude, dix handballeurs professionnels (âge moyen : 20.2±0.4 ans ; taille moyenne : 185.7±1.5 cm ± ; poids : 81.7±2.7 kg et masse grasse : 12.0±0.8%) ont complété trois tests expérimentaux dans un ordre randomisé. Les tests expérimentaux ont été réalisés au même moment de la journée et dans des conditions environnementales semblables (température : 25.0±1.0°C ; humidité : 60±1.0%), avec un intervalle de 7 jours entre les sessions. Après une période à 10 minutes de repos en position assise, les sujets ont effectué une procédure de 16 minutes en position verticale avec les membres inférieurs immergés en eau tempérée ~35°C (TNI), en eau froide ~12°C (CWI) ou en alternant toutes les deux minutes (transition rapide entre les deux cuves < 5s) eau tempérée ~35°C et eau froide ~12°C (CWT). CWT a commencé par 2 minutes dans l'eau froide et s'est terminée par 2 minutes en eau tempérée. Les modalités d'immersion ont impliqué les membres inférieurs jusqu'à la racine de la cuisse, afin de permettre des mesures de calibre des vaisseaux sanguins au-dessus de l'eau au niveau de la VFC et de la VGS.

4.8.3 L'ELECTROSTIMULATION NEURO MUSCULAIRE

Trois études dans ce travail de thèse ont testé les effets de l'ESNM surale. Deux protocoles (étude n°1 et 2) étaient dédiés à l'utilisation de l'ESNM surale dans le cadre de la

récupération dans des situations de compétitions sportives (simulation de compétition de gymnastique aérobic et simulation de match de football) et le troisième protocole (étude n°3), mis en place après avoir analysé les résultats des deux premières études, était une évaluation physiologique des effets vasculaires périphériques et centraux au repos et dans les suites d'une activité physique. Dans les trois études, nous avons utilisé le dispositif d'ESNM surale Veinoplus Sport[®] (Ad Rem Technology, Paris, France), dispositif certifié CE (Figure 4.10). Les stimulations délivrées par Veinoplus Sport[®] consistent en une série d'impulsions rectangulaires de faible énergie ($< 25 \mu\text{C}$), de faible tension (0,50 - 50 V) avec une durée de 240 μs . La fréquence alterne entre de 1 ; 1,25 ; 1,5 et 1,75 Hz, cette variation est automatique chaque minute. Ce dispositif permet un contrôle manuel de l'intensité. Un seuil minimal d'intensité est décrit dans la littérature (Bieuzen et al. 2014; Taylor et al. 2015; Beaven et al. 2013), il correspond à une contraction visible du mollet sans être ressenti comme douloureux par le sujet. Ainsi, chaque électrostimulation induit une contraction globale du mollet, involontaire, sans douleur. La stimulation était appliquée par deux électrodes adhésives couvrant une surface de 8 × 13 cm (Veinopack[®], Ad Rem Technology). Les électrodes étaient placées selon les consignes du fabricant sur la face postéro médiale du mollet de manière à couvrir une partie du triceps sural (gastrocnémien médial et portion distale du muscle soléaire (Figure 4.10).

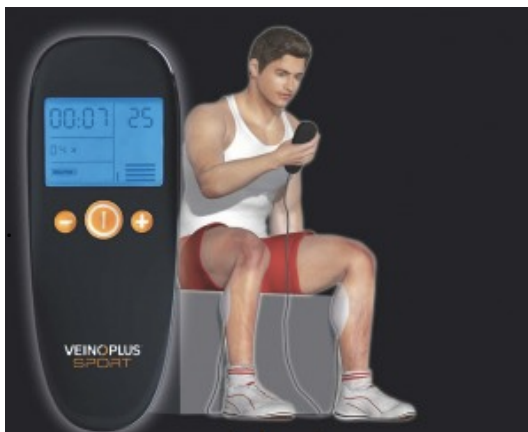


Figure 4.10 : Dispositif d'électrostimulation neuromusculaire surale Veinoplus Sport[®] (Ad Rem Technology, Paris, France)

Nous avons choisi ce dispositif d'ESNM surale pour plusieurs raisons, tout d'abord, nous connaissons bien cet appareil car nous l'utilisons en pratique courante dans le cadre de la prise en charge de la maladie veineuse chronique (Veinoplus VI[®]), et de l'artériopathie oblitérante des MI (Veinoplus Arterial[®]). Nous disposons de deux appareils au CH Dole. D'autre part, plusieurs études récentes dédiées à la récupération post-exercice ont utilisé

cet appareil (Bieuzen et al. 2012; Bieuzen et al. 2014; Borne et al. 2015; Borne et al. 2016), avec des résultats intéressants sur la performance.

Dans deux études (études n°2 et 3), les effets du Veinoplus Sport[®] ont été comparés à une situation placebo. Cet appareil placebo était en tout point identique au Veinoplus Sport[®] et les électrodes utilisées étaient les mêmes (Veinopack[®], Ad Rem Technology). Cependant, le signal électrique émis par ce dispositif est très différent du signal du Veinoplus Sport[®] : faible intensité, sensation continue de picotements et de paresthésies au niveau cutané sans induire de contraction des muscles du mollet. Ce dispositif a été développé par Ad Rem Technology, et il nous a été prêté pour les deux études que nous avons menées.

4.8.4 L'ASSOCIATION DE PLUSIEURS METHODES DE RECUPERATION

Dans l'étude réalisée dans le cadre d'une simulation de compétition de gymnastique aérobic, nous avons choisi d'associer deux dispositifs de récupération (compression, ESNM surale) en comparaison à une récupération passive. L'objectif était « d'activer » la pompe veineuse surale lors de la phase de récupération post-exercice à l'aide de l'ESNM surale, et dans le même temps d'appliquer un dispositif de compression pour optimiser les effets de la pompe veineuse surale en se basant sur l'effet aponévrose.

L'étude était réalisée sur des sportifs de très haut niveau (équipe de France de gymnastique aérobic, plusieurs sujets appartenaient au top 10 mondial), la reproductibilité des performances étant meilleure que chez des sujets moins entraînés. Le calendrier compétitif de ces athlètes de très haut niveau limite les possibilités de réaliser des sessions tests. La question posée par les entraîneurs était la suivante : « quelle(s) méthode(s) de récupération pouvons-nous utiliser dans le contexte spécifique de la compétition (temps de récupération très courts entre les routines, environnement imposé dans le gymnase) dans le but de limiter au maximum l'altération des performances au cours d'une journée de compétition ? ». Pour tenter d'apporter une réponse concrète à cette question, nous avons proposé l'association de deux modalités de récupération dans le temps restreint qui était dédié à la récupération entre chaque routine (10 minutes). La compression et l'ESNM sont deux modalités qui ont montré séparément des résultats intéressants dans le cadre de la récupération post-exercice (Babault et al. 2011; Macrae et al. 2011) et qui sont utilisables dans un contexte de compétition (mise en place simple et rapide). De plus, l'effet synergique

de ces deux méthodes a été étudié dans le cadre de la maladie veineuse chronique et dans une étude dédiée à la récupération post-exercice (paragraphe 2.1.3).

4.9 ANALYSES STATISTIQUES

Dans les différents travaux de cette thèse, nous avons utilisé deux modalités d'analyse statistique. D'une part, nous avons utilisé des statistiques inférentielles « classiques » pour les études où le critère de jugement principal était une variable physiologique. D'autre part, pour les études où l'évaluation d'une performance était le critère de jugement principal, nous avons préféré l'utilisation de statistiques qualitatives en nous appuyant sur les travaux d'Hopkins et al. (Hopkins et al. 2009). Dans ce paragraphe, nous allons détailler et justifier nos choix pour chacune des études réalisées.

4.9.1 STATISTIQUES INFÉRENTIELLES

Dans l'étude intitulée « La pompe veineuse surale garde son efficacité après une course à pied de 40 minutes » (Beliard et al. 2014), le critère de jugement principal était l'évolution du fonctionnement de la pompe veineuse surale avant et après une activité physique. Les paramètres étudiés étaient issus des mesures de pléthysmographie dynamique (VV, VRF) chez 16 sujets avec des mesures réalisées à trois temps différents (avant la réalisation d'une activité physique, immédiatement après et 48h après). Pour cette étude, les statistiques descriptives sont présentées sous forme de moyenne \pm écart type. La normalité de la distribution des données a été vérifiée par le test de Kolmogorov-Smirnov, puis la comparaison des moyennes a été réalisée à l'aide de test t de Student. Une valeur de $p < 0,05$ était considérée comme statistiquement significative. Les analyses ont été effectuées à l'aide du logiciel SygmaPlot 12.5 pour Windows (Systat Software Inc., San Jose, CA, États-Unis).

Dans l'étude intitulée « *Effects of thermoneutral water, cold-water and contrasting water temperature immersions on lower limb vein cross-section* » (Beliard et al. 2017), le critère de jugement principal était l'évolution des calibres des veines des réseaux profond (VFC) et superficiel (VGS) au cours du temps selon différentes modalités d'immersion. Cette étude était un essai contrôlé randomisé où chaque sujet testait (N=10) trois modalités d'immersion avec une période de wash out (une semaine) entre les trois sessions. Une analyse en cross

over, où le sujet était son propre témoin, était effectuée. Les paramètres étudiés étaient issus des mesures échographiques (surface du vaisseau en coupe transversale en mm²). Les statistiques descriptives sont présentées sous forme de moyenne \pm écart type. Les conditions d'application d'une ANOVA ont été vérifiées : normalité de la distribution des données (test de Kolmogorov-Smirnov) et homogénéité des variances. Pour l'analyse de chaque paramètre testé (surface des vaisseaux, température cutanée, pression artérielle, ressenti), une ANOVA à deux facteurs (modalité d'immersion x temps) a été utilisée suivie d'un test post-hoc de Student-Newman-Keuls lorsque les résultats de l'ANOVA montraient une différence significative. Les analyses ont été effectuées à l'aide du logiciel SygmaStat 3.5 pour Windows (Systat Software Inc., San Jose, CA, États-Unis). Une valeur de $p < 0,05$ était considérée comme statistiquement significative.

4.9.2 STATISTIQUES QUALITATIVES

Dans les deux études où des statistiques qualitatives ont été utilisées, des méthodes de récupération étaient comparées entre elles. Dans l'étude n°1, un groupe test (association ESNM surale + compression) était comparé à un groupe contrôle (récupération passive), il y avait 6 sujets dans chaque groupe. Et dans l'étude n°2, un groupe test (ESNM surale) était comparé à un groupe contrôle (placebo) et 11 sujets étaient présents dans chaque groupe. Les critères de jugements principaux étaient des critères de performance dans les deux cas (paragraphe 3.3). Dans ces deux configurations, nous avons choisi une analyse statistiques basée sur la taille de l'effet (Cohen 1988) en nous appuyant sur les travaux d'Hopkins (Hopkins et al. 2009). Plusieurs arguments nous ont orienté vers ces statistiques. Tout d'abord, le fait que dans le cadre de l'analyse d'une performance, la taille de l'effet est souvent plus pertinente que la notion de significativité statistique. Si l'on prend l'exemple de la gymnastique aérobic au très haut niveau, une très faible variation de la note finale obtenue peut avoir de grandes conséquences sur un classement en compétition. Ainsi, lors de la manche de coupe du monde de gymnastique aérobic à Tokyo en 2015, les notes obtenues par les quatre premières féminines au classement général étaient les suivantes : 20,700 ; 20,638 ; 20,550 et 20,300. Dans ce cas, une différence inférieure à 0,2 point permet d'obtenir une médaille d'or plutôt qu'une médaille de bronze, et une différence inférieure à 0,4 point entraîne ou non une place sur le podium. Ce constat est le même pour d'autres compétitions nationales et internationales : championnat du monde au Mexique en 2015

(classement senior masculin : 22,250 ; 21,850 ; 21,700 ; 21,650), championnat de France en 2015 (classement senior féminin : 19,800 ; 19,650 ; 19,600 ; 19,450). Un autre argument réside dans la faible taille des effectifs étudiés dans ces deux études (deux groupes de 6 sujets pour l'étude Récup Aéro+ et deux groupes de 11 sujets pour l'étude Veinofoot). Nous avons favorisé l'étude des performances chez des sportifs élites qui sont très entraînés et très reproductibles dans la réalisation de leurs performances, plutôt que des sportifs plus occasionnels chez qui la courbe de progression est très grande et la reproductibilité plus aléatoire. L'application de statistiques inférentielles a peu de sens sur de si petits effectifs. Ceci est renforcé par le fait que d'une part, les variations interindividuelles peuvent être grandes (même si les groupes ont été formés en prenant en compte le niveau de pratique) et d'autre part, l'amplitude de l'évolution des paramètres au cours du temps est faible (effet fatigue / effet d'un dispositif de récupération). Ainsi, dans ce contexte, l'utilisation de tests statistiques classiques quantitatifs n'est pas la mieux adaptée car un effet lié au dispositif de récupération pourrait être masqué par la grande dispersion des données (équivalent d'un faux négatif : absence d'effet mis en valeur alors que cet effet existe). Dans le cadre de nos études, nous avons donc privilégié un test qualitatif (méthode de Hopkins) qui sera moins dépendant de la distribution des données et qui sera donc plus à même de mettre en évidence un effet du dispositif de récupération s'il existe. Pour finir, un dernier argument qui nous a fait opter pour l'utilisation de cette méthode d'analyse statistique est la présence dans la littérature d'études récentes sur la même thématique avec un design très proche (Bieuzen et al. 2014; Borne et al. 2015).

Après avoir fait ce choix de méthode d'analyse, nous avons utilisé les tableurs proposés par Hopkins (Hopkins et al. 2009). Les données ont été log-transformées pour l'analyse dans le but de réduire les biais résultant d'une erreur de non-uniformité. Pour les différents paramètres, la taille de l'effet (*effect size* ES, intervalle de confiance de 90%) entre les essais a été calculée en utilisant les écarts types combinés (Cohen 1988). Les valeurs seuils pour définir la taille de l'effet (ES Cohen) étaient $> 0,2$ (faible), $> 0,5$ (modéré) et $> 1,2$ (large). Une taille d'effet entre $-0,2$ et $0,2$ était insignifiante. Pour les comparaisons entre les tests, les probabilités ont été calculées dans le but d'établir si la différence était inférieure, similaire ou supérieure au plus petit seuil ($0,2$ multiplié par les écarts types combinés).

Les termes permettant de dénommer qualitativement les effets substantiels d'une condition de récupération sur un paramètre testé étaient les suivants :

- 1 %, presque certainement aucun effet ;
- 1,5 % - 5 %, effet très peu probable ;
- 5 % - 25 %, effet peu probable ;
- 25 % - 75 %, effet possible ;
- 75 % - 95 %, effet probable ;
- 95 % - 99 %, effet très probable ;
- > 99 %, effet presque certain.

Comme cela est recommandé, nous avons interprété l'effet comme étant «incertain» si son intervalle de confiance était supérieur au seuil de 5% pour l'extrême positif et négatif. Les données ont été reportées selon l'expression qualitative du pourcentage de chance, la taille de l'effet moyenne et l'intervalle de confiance.

4.9.3 NOMBRE PREVU DE SUJETS A INCLURE

L'étude n°4 intitulée « VARISPORT » est une étude observationnelle cas témoins à caractère épidémiologique. L'objectif principal est de comparer la fréquence des varices dans deux populations, l'une des deux étant exposée au facteur « pratique d'une activité physique intensive ». Le groupe contrôle est créé à partir du groupe « sport intensif » selon des critères d'appariement suivants :

- sexe : féminin / masculin ;
- âge ;
- index de masse corporelle (IMC) en kg/m^2 .

Les critères d'inclusion dans le groupe « sport intensif » sont les suivants : pratique intensive d'une activité sportive (Rochcongar et Monod 2009). Le sujet devra pratiquer depuis plus de 6 mois un entraînement d'au moins 8 heures / semaine, intense, au-dessus du seuil ventilatoire, soit 60-70% de sa consommation maximale d'oxygène ou 70-80% de sa fréquence cardiaque maximale, c'est-à-dire au-delà d'un essoufflement modéré. En cas d'arrêt de la pratique intensive de sport, la durée de l'arrêt au moment de l'étude doit être inférieure à la durée de pratique. Les sujets seront volontaires, âgés de 18 à 80 ans, libres à consentir, affiliés à la sécurité sociale, déclarés dans le fichier national des volontaires sains.

Les critères d'inclusion dans le groupe « contrôle » sont les suivants : sujets volontaires n'ayant pas une pratique intensive d'une activité sportive comme elle est définie dans le groupe « sport intensif ». Les sujets seront volontaires, âgés de 18 à 80 ans, libres à consentir, affiliés à la sécurité sociale, déclarés dans le fichier national des volontaires sains. Le seul critère d'exclusion est l'incapacité du sujet à tenir suffisamment longtemps en orthostatisme (20 minutes) pour pratiquer l'examen phlébologique.

Le critère principal correspond au stade C2 de la classification CEAP, qui sera comparé entre les deux groupes à l'aide d'un test T de Student pour données appariées.

Le nombre de personnes à inclure a été calculé en fonction des hypothèses suivantes :

- une valeur attendue de la prévalence des varices dans la population générale de 30,1% chez l'homme et 50,5% chez la femme (Carpentier et al. 2004) ;
- une augmentation de la fréquence des varices dans la population exposée à la pratique intensive d'une activité sportive, avec un odds ratio à 2 ;
- un seuil alpha de 5% ;
- une puissance de 80%.

Le nombre de personnes à inclure en utilisant un test unilatéral est de NSN = 116. Ce nombre est porté à 120 sujets, pour prendre en compte les éventuels sujets pour lesquels les résultats ne seraient pas analysables.

Les objectifs secondaires sont :

- évaluer les effets de l'activité physique intensive sur les symptômes en lien avec les affections veineuses chroniques ;
- évaluer les effets de l'activité physique intensive sur le calibre moyen des veines du réseau profond et du réseau superficiel des MI ;
- évaluer les effets de l'activité physique intensive sur la présence d'un reflux veineux au sein du réseau veineux superficiel.

5 TRAVAUX DE LA THESE

Dans cette cinquième partie, seront exposés les principaux résultats des travaux publiés, en cours de publication et en cours de réalisation. Pour chaque étude, nous présenterons l'hypothèse principale et les résultats qui s'y rapportent et ceux qui aident à la compréhension. Ainsi, les paramètres évalués dans l'étude ne seront pas tous présentés de manière exhaustive, mais la description de l'étude permettra de comprendre l'ensemble du raisonnement, elle apportera les principales conclusions et elle permettra d'ouvrir la discussion.

5.1 TRAVAUX PUBLIES

Les trois études présentées ont été publiées selon un format d'articles scientifiques dans des revues avec comité de relecture. Un article est une revue de littérature (*review article*) et les deux autres sont des articles originaux (*research article*). Ces trois articles sont présentés dans leur intégralité dans la partie 9.

5.1.1 EVALUATION DES EFFETS AIGUS DE LA COURSE A PIED SUR LA POMPE VEINEUSE SURALE

Dans le but d'évaluer les effets aigus de la course à pied sur le fonctionnement de la pompe veineuse surale, nous avons mis en place l'étude CODEPOVEIN. Cette étude a bénéficié d'un avis favorable du comité de protection des personnes CPP Est II, elle a été financée par les Laboratoires Innothéra (laboratoire pharmaceutique à Arcueil, France).

Matériel et méthode

Population

L'étude a porté sur 16 sujets (tableau 5.1) de sexe masculin, volontaires sains, qui s'engageaient à s'abstenir de compétition sportive pendant la durée de l'étude (48 h).

Age (années)	Taille (cm)	Poids (kg)	IMC (kg/m ²)	VMA
26,3±6,3	177,6±6,9	74,4±8,9	23,7±1,4	16,1±1,6

Tableau 5.1 : Caractéristiques de la population de l'étude CODEPOVEIN

Déroulement de l'étude

Il s'agit d'une étude ouverte, séquentielle, comparative. La visite d'inclusion a comporté un examen clinique de dépistage d'une pathologie contre-indiquant la pratique d'une activité physique intense, ainsi qu'un électrocardiogramme de repos. Après inclusion, la vitesse maximale aérobie (VMA) de chaque sujet a été déterminée à l'aide du test incrémental de Léger et Boucher (Léger et Boucher 1980).

Une première session expérimentale a comporté successivement une évaluation de la pompe veineuse surale (pléthysmographie dynamique des mollets), puis une course à pied de 40 minutes à 70% de la VMA sur tapis roulant (Training Treadmill S1830, HEF Techmachine, Andrézieux- Bouthéon, France), suivie d'une nouvelle pléthysmographie dynamique, immédiatement après la fin de l'exercice.

La seconde session expérimentale, effectuée 48h après, a comporté une pléthysmographie dynamique du mollet sans exercice préalable.

Evaluation de la fonction de pompe veineuse surale par pléthysmographie dynamique

Les variations de volume du mollet ont été enregistrées au moyen du pléthysmographe à jauge de contrainte EC6 et du système d'acquisition Powerlab model ML795 (ADInstruments, Colorado Springs, USA), et les données traitées à l'aide du logiciel Chart v5.5.3 (ADInstruments, Colorado Springs, USA). La technique de mise en jeu de la pompe a suivi un protocole dérivé du protocole Christopoulos et Nicolaidis (Nicolaidis 2000) décrit dans le chapitre « outils et méthodes ».

Résultats

Aucune différence statistiquement significative n'a été mise en évidence entre les valeurs de repos, en post-exercice immédiat et en post-exercice à 48h concernant les deux paramètres suivants :

- Valeurs du Volume Veineux VV en ml/100ml : pré-exercice $5,3 \pm 1,2$; post-exercice immédiat $5,4 \pm 1,1$; post-exercice à 48h $5,3 \pm 1$.
- Valeurs de la fraction de volume résiduel VRF en % : pré-exercice $21,0 \pm 30,3$; post-exercice immédiat $27,1 \pm 27,8$; post-exercice à 48h $18,5 \pm 30,0$.

Discussion

De ces résultats, il ressort que le volume veineux, qui correspond au remplissage orthostatique des veines du mollet, reste inchangé après un exercice de 40 minutes. D'autre part, la fraction de volume résiduel, qui quantifie l'efficacité de la pompe veineuse du mollet, n'est augmentée que très faiblement, de façon non significative, en post-exercice immédiat ; à 48h, elle revient à sa valeur pré-exercice. Des auteurs (Couzan et Prüfer 1999b; Couzan et al. 2006) ont évoqué le déclenchement par l'exercice d'une insuffisance veineuse transitoire, en lien avec une surcharge hydraulique fonctionnelle. Les résultats ne confortent donc pas cette hypothèse : dans les conditions de notre expérimentation, la pompe musculo-aponévrotique du mollet assure, après exercice, une vidange veineuse similaire à celle assurée au repos.

Cette étude connaît toutefois des limites qui interdisent d'en généraliser les résultats. D'une part, concernant la durée d'exercice : si une course à pied de 40 min laisse la pompe musculaire intacte, il n'en est pas forcément de même d'une course plus longue comme le marathon, qui va accentuer la fatigue musculaire, les micro-lésions musculaires, la déshydratation. D'autre part, concernant le type d'exercice : on sait que selon le chaussage et le dénivelé négatif ou positif, la foulée n'aura pas les mêmes caractéristiques biomécaniques (mode de contractions musculaires, intensité des chocs, modification des appuis au sol) (Lussiana et al. 2013). Ces différents paramètres peuvent avoir un effet sur les muscles de la loge postérieure de la jambe et donc impacter l'efficacité de la vidange veineuse en post-exercice. De plus, l'état veineux des sujets n'a pas été exploré par échographie-doppler, et il est possible que des reflux superficiels aient été présents chez certains sujets. En effet, la prévalence de la MVC au stade C2 de la classification CEAP est estimée à 10-15% dans une population âgée de moins de 30 ans en France (Carpentier et al. 2004). Or, les données pléthysmographiques peuvent être impactées par une altération du système veineux (Meissner et al. 2007).

Par ailleurs, nous avons été confronté à un problème méthodologique dans l'interprétation des résultats des données de pléthysmographie de cette étude. En effet, initialement, 45 sujets ont été inclus dans le cadre de l'étude CODEPOVEIN (intitulé de l'étude déposée acceptée par le CPP Est II). Chaque sujet a réalisé une session de pléthysmographie dynamique des mollets avant, immédiatement après et 48h après un exercice de course à pied sur tapis roulant d'une durée de 40 minutes. Les données des 45 sujets ont été

analysées, et seules les données de 16 sujets ont pu être exploitées pour l'écriture de l'article (Beliard et al. 2014). Pour les 29 autres sujets, le plateau de remplissage veineux n'a pas été atteint. En l'absence de plateau, le VV n'est pas quantifiable, et donc les paramètres dépendants de VV (VFI, EF, RVF) ne peuvent être calculés. Les résultats de l'étude publiée dans *Phlébologie* (Beliard et al. 2014) concernent uniquement les 16 sujets chez qui un plateau de VV a été obtenu. Le protocole de pléthysmographie dynamique des mollets était totalement standardisé : 5 minutes en décubitus MI surélevé à 45°, puis 3 minutes en position debout avec appui monopodal sur le MI non testé, puis un mouvement de flexion-extension sur la pointe des pieds avec retour en appui monopodal, puis 10 mouvements de flexion-extension sur la pointe des pieds (1 mouvement/s, sujet assisté par un métronome). La durée de 5 minutes en décubitus MI surélevé à 45° correspond à la description de Nicolaidis dans son protocole (Nicolaidis 2000). Nous avons ensuite fait le choix de standardiser le temps passé en position debout avec appui monopodal pour s'affranchir d'une lecture graphique au cours du test. Nicolaidis recommande de réaliser le premier mouvement de flexion-extension sur la pointe des pieds après l'obtention d'un plateau lors de la lecture graphique de l'enregistrement de la pléthysmographie (Nicolaidis 2000). D'autres auteurs ont automatisé cette « analyse du graphique », le logiciel considère ainsi qu'un plateau est obtenu lorsque le remplissage est < 0.1 ml pour 100 ml sur une durée de 20 secondes (Rosfors et al. 2014). Compte tenu des difficultés rencontrées parfois pour une lecture graphique en cours de manipulation (vitesse de défilement, adaptations des échelles) et des erreurs que cela peut introduire, nous avons donc décidé de respecter une durée standardisée en position debout avec appui monopodal sur le MI non testé. Le choix de 3 minutes était basé sur les données de la littérature : en effet, un plateau de remplissage était obtenu en 2 minutes chez des sujets sains dans une étude (Louisy et al. 1997), une autre étude retrouvait un temps moyen de 70s pour parvenir à 90% du taux de remplissage (Christopoulos et al. 1987), un autre article décrivait des temps de remplissage allant de 30 à 40s (Meissner et al. 2007) et un autre de 42 à 96s (Nicolaidis 2000). Pour finir, trois études s'intéressant à la pression veineuse ont montré qu'il fallait entre 40 et 70s chez un sujet indemne de reflux veineux pour que la pression veineuse retrouve sa valeur pré-exercice après la réalisation de dix mouvement de flexion-extension sur la pointe des pieds (Atta 2012; Eberhardt et Raffetto 2014; Sumner et van Bemmelen 1997). L'objectif de ne pas dépasser 3 minutes était pour nous d'évaluer le remplissage veineux et non la filtration

capillaire (évaluation de l'œdème lié à la station debout prolongée). Après les 3 minutes, le sujet réalise un mouvement de flexion-extension sur la pointe des pieds avec retour en appui monopodal, puis 10 mouvements de flexion-extension sur la pointe des pieds (1 mouvement/s). Le fait de ne pouvoir conserver que 16 enregistrements sur 45 pour cause de la non-obtention d'un plateau après 3 minutes nous fait nous interroger sur la méthode et sur le choix du protocole. Un article publié en 2014 (Rosfors et al. 2014), soit après la réalisation de notre étude, nous permet de critiquer certains de nos choix. La jauge de contrainte aurait pu être placée au niveau de la cheville plutôt qu'au niveau du mollet. En effet, l'étude de Rosfors et de ses collègues a montré que la reproductibilité était meilleure dans cette zone (diminution du coefficient de variation pour des mesures répétées d'un jour à l'autre de 40% quand la mesure est réalisée au mollet à 12% quand elle est réalisée à la cheville). Cela s'explique par la limitation de l'impact des mouvements du muscle du mollet lorsque le pied se pose sur le sol. Par ailleurs, dans notre étude, la durée de trois minutes semble trop courte pour obtenir un plateau de remplissage. C'est également le constat réalisé par Rosfors et ses collègues qui proposent un temps supérieur à 4 minutes pour obtenir un plateau. De plus, dans notre étude, une mesure était réalisée immédiatement après la réalisation d'une course à pied de 40 minutes. On peut donc imaginer que l'hyperémie post-exercice ait un impact sur le temps de remplissage veineux, et dans ce cas notre choix initial de 3 minutes était peut-être trop court. D'autres explorations seraient intéressantes afin de pouvoir déterminer la cause de notre faible pourcentage de résultats utilisables.

Conclusion

Cette étude a permis d'explorer, par pléthysmographie veineuse dynamique, la fonction de pompe veineuse du mollet au décours d'un exercice de course à pied. Il n'a pas été mis en évidence d'altération de cette fonction à la suite d'une course à pied de 40 min chez le sujet sain sportif. Les modifications des volumes veineux et résiduel ne sont pas significatives. La pompe veineuse surale conserve son efficacité dans la vidange du sang veineux des membres inférieurs après ce type d'exercice.

5.1.2 EFFETS DU PORT DE DISPOSITIFS DE COMPRESSION AU DECOURS D'UNE ACTIVITE PHYSIQUE

Revue de littérature

En suivant la méthodologie décrite (paragraphe 4.6), nous avons donc réalisé une revue de la littérature sur les effets du port de dispositifs de compression au niveau des MI au décours d'une activité physique. 24 références répondaient aux critères de sélection énoncés. Les résultats sont organisés en trois sections selon si la compression était portée uniquement lors de la réalisation de l'activité physique, uniquement lors de la phase de récupération ou à la fois lors de la réalisation de l'activité physique et lors de la phase de récupération.

Dans le but de faciliter la lecture des résultats, les références ne seront pas indiquées pour chaque paramètre et chaque situation dans le texte, mais elles seront décrites dans le tableau 5.2. Ainsi, ce tableau (Beliard et al. 2015) reprend l'ensemble des références étudiées dans cette revue de littérature, il indique le moment où la compression a été testée (pendant l'activité, après l'activité, à la fois pendant et après l'activité), le protocole d'activité réalisé, les principaux critères testés et les principaux résultats sur ces critères.

Tableau 5.2 : Synthèse des effets du port de dispositifs de compression au cours de l'activité physique ou lors de la phase de récupération

Ex: compression worn during exercise ; Rec: compression worn during recovery period ; perf: performance ; DOMS: delayed onset muscular soreness; SO2: oxygen saturation of the muscular tissue; lact: blood concentration of lactates; Vol leg : leg volume; Borg: perceived exertion evaluated with Borg scale; vibrations: oscillatory movement of the muscle; Blood flow: blood flow of muscle tissue

0: no positive effect (absent or negative effect); +: positive effect.

Authors	Ex	Rec	Garment type	Experimental protocol	Criteria	Effects	Effects of compression garment
						0/+	
Ali (2007)	yes	no	socks	Running 10km	perf	0	No effect on 10km running performance
					DOMS	+	Decrease of DOMS up to 24H
Ali (2011)	yes	no	socks	Running 10km	2nd perf	+	Increase of the height of jumps after the running
						0	No effect on jumps after the running
					DOMS	0	No effect on the DOMS
					lact / CK	0	No effect on lactate and creatine kinase blood levels
Ali (2010)	yes	no	socks	Running 40 min on treadmill	perf	0	No effect on 10km running performance
					2nd perf	0	No effect on jumps after the running
					DOMS	0	No effect on the DOMS
Kemmler (2009)	yes	no	socks	Incremental exercise on treadmill	lact / CK	0	No effect on lactate and creatine kinase blood levels
					perf	+	Increase of the maximal speed
					lact	0	No effect on lactate blood levels
Bringard (2006)	no	yes	tights	Rest	SO2	+	Increase of oxygen saturation in the triceps surae
Bringard (2006)	yes	no	tights	Incremental exercise	perf	+	Decrease of the energy cost of running at 12 km/h
					perf	0	No effect on the maximal power of exercise
					lact	0	No effect on lactate blood levels
Scanlan (2008)	yes	no	tights	Incremental exercise on ergocycle	SO2	+	Better oxygenation of the vastus lateralis
					perf	0	No effect on the maximal power of exercise
Sperlich (2011)	yes	no	socks	Running 45min on treadmill	lact	0	Blood lactates unchanged
Wahl (2012)	yes	no	socks	Incremental exercise on treadmill	perf	0	No effect on time-to-exhaustion
					lact	0	Blood lactates during the trial unchanged
Moehrle (2007)	yes	no	socks	Maximal physical exercise	perf	0	Performance unchanged
					lact	0	Blood lactates during running or cycling unchanged
Miyamoto (2011)	yes	no	socks	Repetition of plantar flexions	2nd perf	0	No effect on the maximal plantar flexion force, measured 3 minutes after the straining exercise
Menetrier (2011)	no	yes	stockings	Running 30min on treadmill with positive slope (12%)	2nd perf	+	Increase of the average power produced in a second cycling exercise

						lact	+	Blood lactates after recovery decreased
						DOMS	+	DOMS after recovery decreased
Trenell (2006)	no	yes	tights	Walking 30min on treadmill		DOMS	0	DOMS after recovery were unchanged
De Glanville (2012)	no	yes	tights	40 km on ergocycle		2nd perf	+	Improvement of the running time
Chatard (2004)	no	yes	stockings	Maximal exercise during 5 min on an ergocycle		2nd perf	+	Improvement of the second performance
						DOMS	+	Decrease of the DOMS after 24 hours
						lact	+	Decrease of blood lactates during the recovery
Jakemean (2010)	no	yes	tights	100 jumps		DOMS	+	Decrease of the DOMS at 1, 24, 48 and 72 hours
						2nd perf	+	Decrease of the muscle strength weakening at 24, 48 and 72h
Menetrier (2011)	yes	yes	stockings	Running 30min on treadmill with positive slope (12%)		SO2	+	Increase of oxygen saturation in the triceps surae
						2nd perf	0	Second performance unchanged
Rimaud (2010)	yes	yes	socks	Incremental exercise on ergocycle		lact	0	Blood lactates during recovery increased
Berry (1987)	yes	yes	socks	Incremental exercise on treadmill		lact	+	Blood lactates during recovery decreased
Bovenschen (2013)	yes	no	socks	Running 10km		Vol leg	+	Compression limits the increase of leg volume
						DOMS	0	Decrease of the DOMS
Bovenschen (2013)	yes	no	socks	Incremental exercise on treadmill		Vol leg	+	Compression limits the increase of leg volume
						DOMS	0	Decrease of the DOMS
Driller (2013)	no	yes	tights	Recovery period between 2 cycling bouts		2nd perf	+	Improvement of the second performance
						DOMS	0	No effect on the DOMS
Sperlich (2013)	yes	no	tights	3-min test of simulated alpine skiing in the tuck position accompanied by passive vibration		vibrations	+	Oscillatory movement was reduced
						SO2	+	Increase of oxygen saturation in the vastus lateralis
						lact	0	Blood lactates during the trial unchanged
						Borg	+	Perceived exertion was reduced
Sperlich (2013)	no	yes	tights	Recovery after incremental exercise on ergocycle		Blood flow	0	Blood flow in the muscle tissue was reduced

Effets de la compression portée uniquement pendant l'activité physique

Des dispositifs de compression appliqués sur les MI ont été testés dans 22 situations au total. Dans 20 situations, l'activité physique était une activité en endurance soit en course à pied, soit lors d'exercices de pédalage. Dans 2 situations, l'activité physique était une activité en résistance (maintien d'une flexion plantaire maximale).

Dans toutes ces situations, le fait de porter des dispositifs de compression au niveau des MI pendant la réalisation d'une activité physique :

- n'avait pas d'effet significatif sur les paramètres suivants :
 - FC au cours de l'activité physique ;
 - consommation en oxygène au cours de l'activité physique ;
 - lactatémie sanguine après l'activité physique ;
 - concentration en créatine kinase (CK) après l'activité physique.
- permettait une variation significative par rapport à une situation contrôle pour les paramètres suivants :
 - taux d'oxygénation tissulaire (augmentation du taux d'oxygénation tissulaire dans 1 étude) ;
 - œdème post-exercice (limitation de l'œdème post-exercice dans 1 étude) ;
 - oscillations des masses musculaires (limitation des oscillations dans 1 étude).
- induisait des résultats contradictoires pour les paramètres suivants :
 - réalisation d'une performance lors du port de dispositifs de compression (aucun effet sur la performance dans 9 situations, amélioration de la performance dans 1 situation) ;
 - réalisation d'une seconde performance après un temps de récupération sans port de dispositifs de compression dans les suites d'une activité physique réalisée avec des dispositifs de compression aux MI (aucun effet sur la seconde performance dans 3 études, amélioration de la seconde performance dans 2 situations relatées dans la même étude),
 - ressenti des DOMS (aucun effet sur les DOMS dans 5 situations et diminution des DOMS dans 1 situation).

Effets de la compression portée uniquement pendant la phase de récupération post-exercice

Des dispositifs de compression appliqués sur les MI lors de la phase de récupération post-exercice ont été testés dans 8 situations au total. Dans 5 situations, l'activité physique initiale était une activité en endurance (marche, course à pied, exercices de pédalage). Dans 3 situations, l'activité physique était une activité en résistance (sauts, exercice de pédalage maximal, circuit spécifique de rugby).

Dans toutes ces situations, le fait de porter des dispositifs de compression au niveau des MI après la réalisation de l'activité physique :

- n'avait pas d'effet significatif sur le paramètre suivant :
 - concentration en (CK).
- permettait une variation significative par rapport à une situation contrôle pour les paramètres suivants :
 - lactatémie (diminution de la lactatémie dans 3 situations) ;
 - flux sanguin musculaire (diminution du flux sanguin musculaire dans 1 étude),
 - réalisation d'une seconde performance après avoir utilisé des dispositifs de compression lors de la phase de récupération (amélioration de la seconde performance dans 6 situations).
- induisait des résultats contradictoires pour le paramètre suivant :
 - ressenti des DOMS (aucun effet sur les DOMS dans 2 situations et diminution des DOMS dans 4 situations).

Effets de la compression portée à la fois au cours d'une activité physique et pendant la phase de récupération post-exercice

Des dispositifs de compression appliqués sur les MI à la fois au cours d'une activité physique et pendant la phase de récupération post-exercice ont été testés dans 3 situations au total. Dans 2 situations, l'activité physique initiale était une activité en résistance (exercice de pédalage maximal) et dans 1 situation, l'activité physique était une combinaison d'activités en endurance et en résistance (course à pied pendant 30 min à 60% de la vitesse maximale aérobie VMA, puis exercice de pédalage maximal).

Dans toutes ces situations, le fait de porter des dispositifs de compression au niveau des MI à la fois au cours d'une activité physique et pendant la phase de récupération post-exercice :

- n'avait pas d'effet significatif sur le paramètre suivant :
 - réalisation d'une seconde performance.
- permettait une variation significative par rapport à une situation contrôle pour le paramètre suivant :
 - taux d'oxygénation tissulaire (augmentation du taux d'oxygénation tissulaire dans 1 étude).
- induisait des résultats contradictoires pour le paramètre suivant :
 - lactatémie (diminution de la lactatémie dans 1 situation, augmentation de la lactatémie dans une autre situation).

Recherche d'un effet dose

Le second objectif de notre étude était de tenter de mettre en évidence un effet dose de la compression. Il nous paraissait important dans le but de mieux comprendre les mécanismes d'action des dispositifs de compression et également pour mieux conseiller les pratiquants de tenter de faire un lien entre un effet recherché (physiologique, performance) et une pression appliquée (degré de compression, profil de réparation de la pression). Pour cela, nous avons consigné dans le tableau 5.3 l'ensemble des pressions exercées par les différents dispositifs testés dans les études. Nous avons différencié les pressions en cheville et au mollet, les pressions mesurées in vitro et in vivo (paragraphe 4.7), les pressions rapportées dans l'étude et celles que nous avons obtenues lors des mesures réalisées en laboratoire (service de biophysique, Laboratoires Innothéra, Arcueil).

Study	n	Measured		Publication	
		Ankle	Calf	Ankle	Calf
Ali et al. 2007	14	25.4	12.1	20	14
Ali et al. 2011 (1)	12			15	12
Ali et al. 2011 (2)	12			21	18
Ali et al. 2011 (3)	12			32	23
Ali et al. 2010 (1)	10			15	12
Ali et al. 2010 (2)	10			32	23
Kemmler et al. 2009	21			24	20
Bringard et al. 2006a	12	5.2	9.3		24,1 *
Bringard et al. 2006b	6	5.2	9.3		
Scanlan et al. 2008	12	1.1	9.3	19,5 *	17,3 *
Sperlich et al. 2011 (1)	15			21 *	13 *
Sperlich et al. 2011 (2)	15			31 *	23 *
Sperlich et al. 2011 (3)	15			39 *	32 *
Sperlich et al. 2011 (4)	15			46 *	39 *
Wahl et al. 2012 (1)	9			21 *	13 *
Wahl et al. 2012 (2)	9			31 *	23 *
Wahl et al. 2012 (3)	9			46 *	39 *
Moehrle et al. 2007	37	31.9	13.1		
Miyamoto et al. 2011 (1)	9			18	12
Miyamoto et al. 2011 (2)	9			30	21
Menetrier et al. 2012	12	17.2	11.7	20	20
Trenell et al. 2006	11	1.1	9.3		17 *
De Glanville et al. 2012	14	1.1	9.3	6 *	14,7 *
Chatard et al. 2004	12	34.3	19.2	33	18
Jakeman et al. 2010	8	1.1	9.3		
Menetrier et al. 2011	14	17.2	11.7	15	27
Rimaud et al. 2010	8			12	22
Berry et al. 1987	6			18	8
Bovenschen et al. 2013	15			25-35	
Bovenschen et al. 2013	4			25-35	
Sperlich et al. 2013 (1)	12			13,5	
Sperlich et al. 2013 (2)	12			19,7	
Sperlich et al. 2013 (3)	12			39,5	
Driller et al. 2013	12			20,5	

Tableau 5.3 : Pressions exercées par les dispositifs de compression au niveau de la cheville et au niveau du mollet (mm Hg)

*: *in vivo measurement*

n: number of subjects in the study

Measured: as measured in our laboratory

Publication: as reported in the original article.

Les caractéristiques des produits testés dans les 24 études sélectionnées sont très variables :

- pressions exercées en cheville : de 1,1 à 46 mm Hg lorsque la mesure est réalisée in vivo et de 1,1 à 34,3 mm Hg lorsqu'elle est effectuée in vitro ;
- pressions exercées au mollet : de 8 à 39 mm Hg lorsque la mesure est réalisée in vivo et de 8 à 27 mm Hg lorsqu'elle est effectuée in vitro ;
- deux profils de pression : un gradient de pression dégressif « maximal en cheville et diminution au mollet » versus un gradient de pression progressif « maximal au mollet et moindre en cheville ».

L'analyse des résultats ne nous a pas permis de réaliser un lien entre les caractéristiques des produits et les effets mis en évidence. L'impossibilité de montrer un « effet dose » est liée à plusieurs notions. Tout d'abord, dans la situation où les dispositifs de compression sont portés lors de l'activité physique, les résultats sont soit nuls (absence d'effet FC, VO_2 , lactatémie sanguine, CK), soit contradictoires (performance, seconde performance, DOMS). Les seuls paramètres pour lesquels un résultat semble exister (taux d'oxygénation tissulaire, œdème post-exercice, oscillations des masses musculaires) ont été étudiés à chaque fois avec un seul dispositif de compression, il est donc impossible dans ces conditions d'établir un rapport entre le degré de compression et l'effet. Dans le cadre de la compression portée à la fois au cours d'une activité physique et pendant la phase de récupération post-exercice, seules trois études ont été retenues et elles s'intéressent toutes les trois à des paramètres différents (réalisation d'une seconde performance, taux d'oxygénation tissulaire, lactatémie); il est donc impossible dans ce cas également d'établir un lien entre les pressions appliquées et les effets obtenus. Pour finir, la situation où la compression est portée uniquement au cours de la phase de récupération post-exercice semble la plus favorable pour comparer les effets de différents degrés de compression sur les paramètres étudiés. En effet, dans cette situation, on recense plusieurs études s'intéressant aux mêmes paramètres avec une tendance qui se dessine en faveur d'un effet positif du port des dispositifs de compression sur la réalisation d'une seconde performance (6 études), sur les DOMS (4 sur 6 études). Cependant, malgré ce contexte favorable d'analyse, aucune corrélation forte ne peut être établie entre le degré de compression et l'effet obtenu. En effet, concernant l'amélioration d'une seconde performance après une phase de récupération où le sujet porte des dispositifs de compression aux MI, des effets bénéfiques ont été mis en évidence avec des dispositifs de compression présentant des caractéristiques

très différentes : pression en cheville allant de 1,1 à 34,3 mm Hg, pression au mollet allant de 9,3 à 20,5 mm Hg, profil de pression dégressif dans 4 études et profil de pression progressif dans 2 études. De la même manière, une diminution des DOMS a été montrée dans 4 études sur 6 où ce paramètre était testé. Là encore, les caractéristiques des dispositifs de compression étaient très différentes : pression en cheville allant de 1,1 à 34,3 mm Hg, pression au mollet allant de 9,3 à 19,2 mm Hg (alors que les DOMS n'étaient pas réduites dans 2 études avec des dispositifs exerçant des pressions de 1,1 mm Hg à la cheville et 9,3 et 20,5 mm Hg au mollet), profil de pression dégressif dans 3 situations et profil de pression progressif dans une autre situation. L'ensemble de ces facteurs confondants nous empêche de faire un lien entre la pression appliquée par un dispositif de compression au niveau des membres inférieurs et l'effet obtenu.

Discussion et conclusion

Plusieurs limites nous forcent à être prudent dans l'analyse des résultats :

- le faible nombre d'études retenues (24 études) avec une méthodologie respectant nos critères de sélection ;
- la grande hétérogénéité des activités physiques testées (course à pied, cyclisme, rugby, ski alpin, sauts) et des protocoles utilisés (endurance, résistance, durée de l'activité, durée de la phase de récupération ;
- la grande hétérogénéité des produits de compression testés dans ces études avec des valeurs de pression très différentes (pression in vivo, de 1.1 à 46 mm Hg en cheville et de 8 à 39 mm Hg au mollet) et des profils de pression différents (gradient de pression dégressif versus gradient de pression progressif).

Cependant, plusieurs tendances émergent de cette revue de la littérature :

- Le port de dispositifs de compression au cours de l'activité physique semble avoir peu d'effets sur la performance (absence d'effet positif mis en évidence dans 12 situations sur 15) ou les DOMS (absence d'effet positif mis en évidence dans 5 situations sur 6).
- Le port de dispositifs de compression au cours de la phase de récupération post-exercice semble avoir des effets positifs sur la réalisation d'une seconde performance (effet positif mis en évidence dans les 6 situations où ce paramètre a été évalué) et sur les DOMS (effet positif mis en évidence dans 4 situations sur 6).

- Aucune relation claire n'a pu être établie à partir de cette revue de littérature entre un certain niveau de compression appliqué et un effet physiologique ou un effet sur la performance ou les DOMS. Les résultats sont trop peu nombreux, trop hétérogènes (avec parfois des contradictions) pour parvenir à faire un lien entre la pression et l'effet.

5.1.3 EFFETS DE L'IMMERSION EN EAU TEMPEREE, EN EAU FROIDE ET DE L'IMMERSION CONTRASTEE SUR LE CALIBRE DES VEINES DES MEMBRES INFERIEURS

Cette étude (Beliard et al. 2017) avait pour objectif de comparer trois modalités d'immersion (eau tempérée TNI, eau froide CWI, immersion contrastée CWT) des MI jusqu'à la taille sur le calibre (aire en section transversale en mm²) de la VFC et de la VGS.

Matériel et méthode

Nous avons mis en place un essai contrôlé randomisé avec dix joueurs de handball professionnels (tableau 5.4) qui ont complété trois tests expérimentaux. Les tests expérimentaux ont été réalisés au même moment de la journée et dans des conditions environnementales semblables (température : 25,0±1,0°C; humidité: 60±1,0%), avec un intervalle de 7 jours entre les sessions.

Age (années)	Taille (cm)	Poids (kg)	Pourcentage de masse grasse (méthode d'évaluation utilisant la mesure des plis cutanés)
20,2±0,4	185,7±1,5	81,7±2,7	12,0±0,8

Tableau 5.4 : Caractéristiques de la population de l'étude « Effects of thermoneutral water, cold-water and contrasting water temperature immersions on lower limb vein cross-section »

Après une période de 10 minutes de repos en position assise, les sujets ont effectué une procédure de 16 minutes en position verticale avec les membres inférieurs immergés en eau tempérée ~35°C (TNI), en eau froide ~12°C (CWI) ou en alternant eau tempérée et eau froide ~12°C et ~35°C (CWT) en commençant par 2 minutes dans l'eau froide et en terminant par 2 minutes en eau tempérée. Une cuve a été utilisée pour TNI et une autre pour CWI. L'eau de la cuve était stagnante (pas de circulation de liquide). Pour CWT, deux cuves étaient placées

côte à côté afin d'assurer des transitions rapides entre les deux (environ 5 s). Un thermomètre relié à la cuve a été utilisé pour vérifier la stabilité de la température de l'eau. La température et la durée d'immersion ont été choisies en se basant sur des données disponibles dans la littérature (Versey et al. 2013; Almeida et al. 2015). Les modalités d'immersion ont impliqué les membres inférieurs jusqu'à la racine de la cuisse, afin de permettre les mesures de calibre de la VFC et de la VGS (description dans « outils et méthodes »). Le calibre de veine a été mesuré au repos dans la position verticale avant l'immersion et une deuxième fois à la fin de la période d'immersion pendant la seizième minute. Trois mesures successives ont été réalisées et la moyenne des trois mesures a été utilisée pour l'analyse des données. L'emplacement sur le vaisseau d'intérêt de chaque participant a été déterminé avant le début des conditions expérimentales au repos. Les mesures de la VGS ont été réalisées à 3-5 centimètres en amont de la jonction sapheno-fémorale. Les images de la VFC ont été acquises au Scarpa, après différenciation de la veine et l'artère par l'application d'une compression manuelle, 3-5 centimètres en aval de la jonction sapheno-fémorale. Pour assurer la répétabilité des mesures, le positionnement de la sonde a été marqué sur la peau en utilisant un feutre indélébile.

Principaux résultats

La répétabilité de l'opérateur a été vérifiée, aucune différence significative ($p < 0,05$) n'a été mise en évidence entre les mesures répétées (même sujet, même temps de mesure).

La mesure au repos réalisée au début de chaque session ne met en évidence aucune différence significative ($p < 0,05$) concernant la section de la VFC ($TNI = 87.6 \pm 12 \text{ mm}^2$; $CWT = 86.9 \pm 13 \text{ mm}^2$; $CWI = 87.1 \pm 17 \text{ mm}^2$) et celle de la VGS ($TNI = 18.3 \pm 2.6 \text{ mm}^2$; $CWT = 18.7 \pm 2.5 \text{ mm}^2$; $CWI = 18.8 \pm 3.4 \text{ mm}^2$).

Après 16 minutes d'immersion, la section de la VFC (Figure 5.1) a présenté une augmentation significative avec toutes les modalités d'immersion (+20.6% avec TNI, +14 % avec CWT, +7% avec CWI, principal effet pour le temps $p < 0,05$). Aucune différence significative n'a été mise en évidence dans l'ampleur de la réponse entre les trois modalités d'immersion ($p > 0,05$).

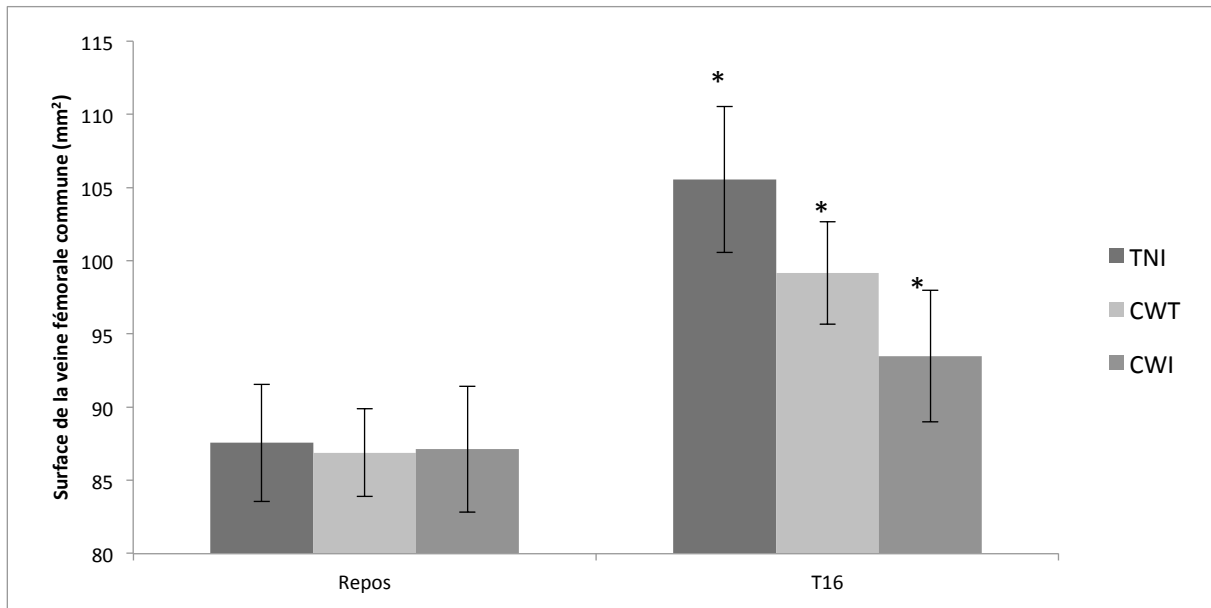


Figure 5.1 : Surface de la veine fémorale commune (mm²) comparaison entre le repos (Repos) et la 16^{ème} minute d’immersion (T16) dans les trois conditions Thermoneutral immersion (TNI), contrast water therapy (CWT), cold water immersion (CWI).

La figure 5.2 montre les variations de section de la VGS à la fin de la période d’immersion au cours de la seizième minute dans les trois conditions d’immersion. On retrouve une augmentation significative de la section avec TNI (+13%, $p < 0.05$). Lors de CWT, la section de la VGS n’est pas différente entre la valeur de repos et la valeur en fin d’immersion (+1,4%, $p > 0,05$). On retrouve une diminution significative de la section avec CWI (-19%, $p < 0.05$).

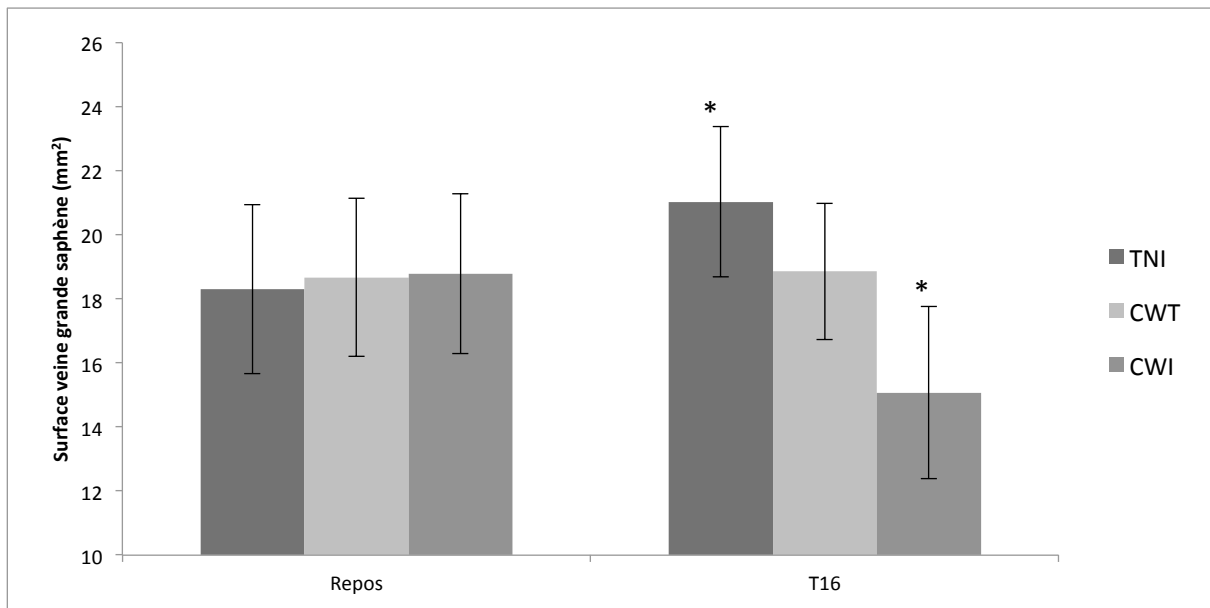


Figure 5.2 : Surface de la veine grande saphène (mm²) comparaison entre le repos (Repos) et la 16^{ème} minute d'immersion (T16) dans les trois conditions Thermoneutral immersion (TNI), contrast water therapy (CWT), cold water immersion (CWI).

Discussion

Le but de cette étude était de déterminer les variations du calibre des veines des membres inférieurs en réponse à diverses conditions d'immersion fréquemment utilisées par des athlètes lors de la phase de récupération. Les résultats principaux sont les suivants : 1) la section de la VFC a augmenté de manière significative pendant les trois modalités d'immersion, 2) la section de la VGS a été augmentée pendant TNI, diminuée pendant CWI et était inchangée lors de CWT. Ceci suggère que la pression hydrostatique et la température de l'eau ont des effets différents sur les réseaux veineux profond et superficiel.

Pendant TNI, la pression hydrostatique joue un plus grand rôle que la température. En effet, la température de l'eau (35°C) est proche de la température de la peau (34.9°C) et de la température corporelle (37°C = température de repos physiologique). Deux hypothèses peuvent être proposées pour expliquer la dilatation significative des veines du réseau profond (VFC) et superficiel (VGS) pendant TNI. Un mécanisme décrit comme passif qui serait en lien avec l'augmentation du flux sanguin artériel entrant dans le membre inférieur (Ménétrier et al. 2015). Un processus actif induit par l'endothélium qui pourrait être désigné comme "la contrainte de cisaillement veineux" (shear stress veineux). Des recherches ont montré sur des modèles animaux que l'endothélium veineux sécrète des molécules vaso

actives (NO, prostacycline) quand le flux veineux augmente et induit des contraintes de cisaillement (Chies et al. 2013).

Dans notre étude, la pression hydrostatique appliquée sur les MI était la même quelle que soit la condition d'immersion (remplissage identique des cuves d'immersion), ainsi l'impact de la température de l'eau peut être isolé. Les modifications liées au froid peuvent être mises en relation avec l'activation par le système sympathique des thermo récepteurs cutanés (Park et al.1999). La réponse au froid au niveau du système veineux superficiel est une vasoconstriction significative. Cet effet est moins apparent dans le système veineux profond. Cela peut s'expliquer tout d'abord anatomiquement par le fait que les veines du réseau profond sont en parties protégées du froid par les muscles, ainsi l'impact de la température est plus important sur les veines du réseau superficiel (sous-cutanées) que sur les veines du réseau profond. D'autre part, les propriétés différentes des veines de ces deux systèmes peuvent être à l'origine d'une différence d'adaptation au froid. En effet, les veines superficielles des MI disposent d'une innervation plus importante par rapport aux veines profondes (Pang 2001) et les cellules musculaires lisses sont plus abondantes dans la paroi des veines superficielles. Ces deux spécificités leur confèrent une plus grande capacité de vasoconstriction (Pang 2001).

L'effet souhaité pendant CWT est une alternance de vasoconstriction et de vasodilatation. Dans notre étude, aucune différence de calibre n'a été mise en évidence lors de CWT pour la VGS. Dans ce cas, la vasoconstriction induite par le froid peut neutraliser l'effet de la dilatation induite lors de l'immersion en eau tempérée. Concernant le système veineux profond, on retrouve une augmentation du calibre de la VFC à la fin de l'immersion. Cette augmentation (+14 %) se situe entre celle liée à TNI et celle liée à CWI (+20.6% avec TNI, +7% avec CWI). Le temps d'exposition au froid (assez court – alternance 2 min / 2 min) et la faible innervation sympathique des muscles lisses de la VFC peuvent expliquer que dans ce cas la pression hydrostatique prenne le dessus sur la température de l'eau. Il en résulte une augmentation du calibre de la VFC.

Limites

Une des limites de l'étude réside dans le choix de la température de l'eau pour les différentes modalités d'immersion et de la durée pour chaque condition. Ces choix ont été basés sur des données de littérature. Cependant, l'effet froid n'est peut-être pas assez fort ou assez persistant pour changer les paramètres veineux profonds notamment (Bieuzen et

al. 2013; Cochrane 2004). Par ailleurs, dans cette étude, les mesures ont été faites uniquement pendant l'immersion et aucune mesure n'a été acquise après. Peiffer et ses collaborateurs (Peiffer et al. 2009) notent que les effets de l'immersion sur le système vasculaire se prolongent dans la suite de la phase de récupération (45 minutes après une IEF). Ceci suggère un besoin de prolonger les mesures afin de mettre en évidence la réponse complète.

Conclusion

Notre étude montre que la pression hydrostatique et la température de l'eau ont des effets différents sur le réseau veineux superficiel et sur le réseau veineux profond. La pression hydrostatique liée à l'immersion entraîne une augmentation de la section de la VFC (réseau veineux profond des MI) quelle que soit la température de l'eau. Néanmoins, l'amplitude de cette augmentation semble température dépendante (+20.6% avec TNI, +14 % avec CWT, +7% avec CWI). Cependant, statistiquement cette tendance n'est pas significative (effet condition $p > 0,5\%$). A l'inverse, la température influence directement la section de la VGS (réseau veineux superficiel des MI), et les conséquences sont une augmentation de la section lors de TNI, une diminution de la section lors de CWI et l'absence de différence de calibre lors de CWT. Nous avons réalisé notre étude chez des sujets au repos. Il serait intéressant de réaliser la même analyse en post-exercice.

5.2 TRAVAUX EN COURS DE PUBLICATION

Trois études sont présentées dans ce paragraphe, elles ont été rédigées selon un format d'articles scientifiques. Un article est un cas clinique (*case report*) soumis à la revue BMC Sports Science, Medicine & Rehabilitation et les deux autres sont des articles originaux (*research article*) actuellement en cours de relecture dans la revue *European Journal of Sport Science* pour l'étude n°1 et dans la revue *Journal of Sports Sciences* pour l'étude n°2. Ces trois articles sont présentés dans leur intégralité dans la partie 9.

5.2.1 EVALUATION D'UNE CLAUDICATION VEINEUSE

La claudication veineuse est un symptôme mal connu (Ten Cate-Hoek et al. 2016). Paradoxalement, la claudication veineuse et l'ulcère sont considérés comme étant les complications les plus graves du SPT (Galanaud 2017). A partir d'une situation clinique de syndrome de May Thurner découvert dans un contexte de claudication veineuse, nous avons rédigé un *case report* intitulé "May Thurner Syndrome revealed by left calf venous claudication during running, a case report". Le point clef de ce travail réside selon nous dans la manière d'organiser le raisonnement devant une situation clinique de claudication afin de raccourcir au maximum le délai de diagnostic et de prise en charge du SPT à l'origine de la claudication veineuse. En effet, actuellement le délai d'errance diagnostique est de 59±15 mois avant de poser le diagnostic (Knipp et al. 2007).

Nous avons réalisé un arbre décisionnel (figure 5.15) dans le but d'aider le médecin à conduire son raisonnement devant une claudication pour aboutir au diagnostic de SPT.

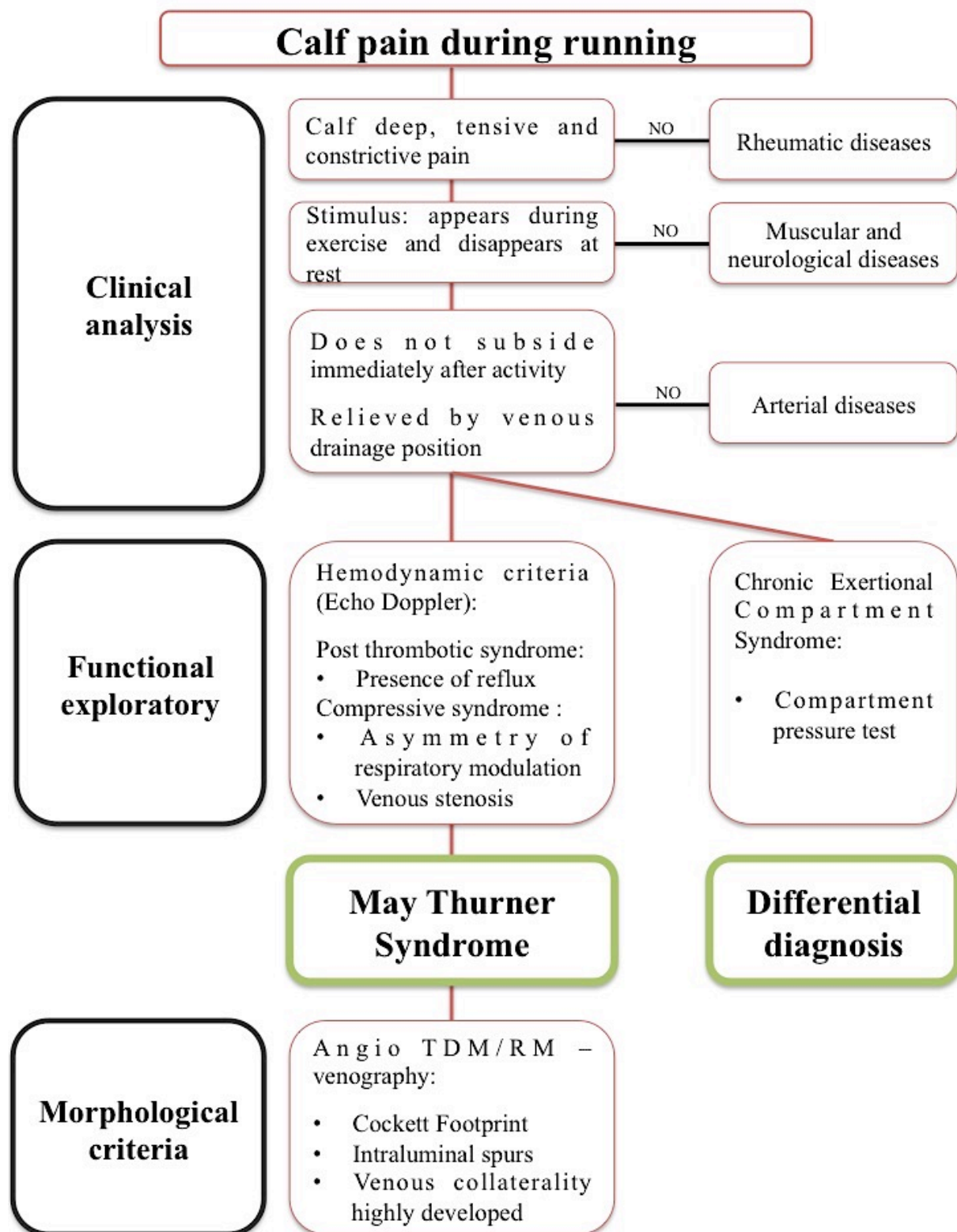


Figure 5.3 : Arbre décisionnel devant une douleur surale déclenchée par la course à pied

Les principaux diagnostics différentiels dans un contexte de douleur des MI à l'effort sont : les douleurs d'origine rhumatologique, les douleurs d'origine neurologique, les douleurs d'origine musculaire et la claudication intermittente artérielle. L'interrogatoire d'un patient souffrant de claudication des membres inférieurs doit rechercher les antécédents et les facteurs de risque cardiovasculaire, le contexte et une analyse sémiologique précise des symptômes. A partir de ces données, les différents éléments spécifiques de la claudication veineuse doivent permettre d'éliminer les diagnostics différentiels et conduire à la réalisation d'examens complémentaires. Le raisonnement est le suivant, une douleur musculaire, profonde, tensile et constrictive éloigne la pathologie rhumatologique ; le déclenchement de la douleur par l'exercice physique et le soulagement au repos différencient de la pathologie neurologique ou musculaire ; la disparition 15 à 20 minutes après l'arrêt de l'exercice et l'amélioration des symptômes en position de drainage veineux du MI font la distinction avec une claudication intermittente artérielle. Le lien entre une claudication et un diagnostic de SPT s'établit donc sur un faisceau d'arguments (Brinegar et al. 2015) :

- Cliniques : évaluation sémiologique de la claudication - douleur profonde d'abord sourde, puis tensile, puis constrictive, du mollet ou de la cuisse, culminant en impotence fonctionnelle. Cette douleur ne cède pas immédiatement à l'arrêt de l'effort (15-20 min). Elle ne cède bien qu'en position de vidange veineuse.
- Hémodynamiques : échographie doppler (Labropoulos et al. 2007) - analyse du reflux veineux, syndrome compressif avec asymétrie des modulations respiratoires, sténose veineuse), +/- pléthysmographie avec évaluation du reflux (Delis et al. 2004) +/- échographie intraveineuse (Ahmed et Hagspiel 2001).
- Morphologiques (Donatella et al. 2015) (angioTDM +/- angioIRM +/- veinographie) : mise en évidence de la compression, de la collatéralité, de la présence ou non d'une thrombose, ou de matériel intraluminal.

Une fois le diagnostic de certitude établi, la prise en charge thérapeutique est simple et peu invasive. Elle associe une prise en charge médicale (Knipp et al. 2007) (marche, compression classe III) et une prise en charge endovasculaire (Jenkins et Michael 2014a) (angioplastie stenting).

5.2.2 ETUDE N°1

Utilisation combinée d'un système d'électrostimulation neuromusculaire surale associé au port d'un dispositif de compression dans le cadre de la récupération post-exercice.

Présentation de l'étude

Lors d'une compétition de gymnastique aérobic, la répétition d'un effort bref et intense (routine d'une durée de 90s) va induire une fatigue et une diminution de la performance (Baud D. et al. 2010). L'objectif principal de cette étude est d'évaluer l'efficacité de l'utilisation combinée du système d'ESNM Veinoplus Sport[®] associé au port de dispositifs de compression Full Leg Compressport[®] sur les performances dans le cadre de la récupération en gymnastique aérobic. Pour cela, nous avons mis en place une étude expérimentale comparative dans laquelle douze athlètes de l'équipe de France de gymnastique aérobic (caractéristiques de la population dans le tableau 5.5) ont réalisé une simulation de journée de compétition (détails du protocole dans la partie « Outils et méthodes »). Ils ont été séparés en deux groupes de six lors des périodes de récupération post-routine (groupe test : association ENSM surale + compression versus groupe contrôle : récupération passive). Les critères de jugement de la performance (notes attribuées lors des routines et hauteur de saut lors de CMJ) ont été détaillés dans la partie « Outils et méthodes ». Des critères de jugement secondaires ont été évalués dans le but de mieux comprendre les effets physiologiques de la méthode de récupération testée : évolution de la concentration de lactates sanguins, des débits artériel et veineux des MI, de la FC et du ressenti au cours de la session.

	Groupe test	Groupe contrôle
Sexe	4 (F), 2 (H)	4 (F), 2 (H)
Age (années)	17.5±2.0	18.0±3.0
Taille (cm)	162.2±5.0	165.3±4.1
Poids (kg)	54.4±6.1	53.2±6.0
Index de masse corporelle (kg/m ²)	20.5±1.3	19.3±1.3

Tableau 5.5 : Caractéristiques de la population de l'étude n°1 dans le groupe test (électrostimulation neuromusculaire surale + compression) et dans le groupe contrôle (récupération passive)

Les hypothèses étaient les suivantes : l'utilisation combinée du système d'ESNM surale Veinoplus Sport® associé à un dispositif de compression appliqué sur les membres inférieurs (Full Leg Compressport®) va permettre un meilleur maintien des performances tout au long de la simulation de compétition par rapport à une récupération passive.

Principaux résultats

Effets de la méthode de récupération sur les performances

Evolution de la note attribuée lors des routines (SP scoring performance)

Nous avons analysé la différence entre la SP moyenne obtenue lors des quatre routines par l'athlète (xR) avec la SP obtenue lors de la quatrième routine R4 dans les deux groupes (tableau 5.6).

	Note théorique maximale	xR	R4	xR-R4
Groupe test	25,6±0,8	20,5±2,3	21,0±2,3	+2,6±3,0%
Groupe contrôle	25,3±0,6	21,0±1,3	20,3±1,2	-3,3±4,9%

Tableau 5.6: Notes attribuées dans les deux groupes (groupe test et groupe contrôle)

xR : moyenne des notes obtenue sur les quatre routines

R4 : note obtenue lors de la quatrième routine

xR-R4 : pourcentage de variation moyen

L'analyse descriptive des notes obtenues montre une augmentation moyenne de 2,6±3,0% (+0,5±0,7 point en moyenne) entre xR et R4 (xR : 20,5±2,3 ; R4 : 21,0±2,3) dans le groupe contrôle, alors qu'il existe une diminution moyenne de -3,3±4,9% (-0,7±1,0 point en moyenne) dans le groupe test (xR : 21,0±1,3 ; R4 : 20,3±1,2). L'application des statistiques qualitatives révèle un effet probable de la méthode de récupération (*likely effect*) [92/7/1%, ES=-0,56 (-1,0 ; 0,1)].

Evolution de la hauteur de sauts (CMJ)

Pour chaque groupe (contrôle et test), nous avons comparé la variation entre la valeur initiale de repos (obtenue à la fin de l'échauffement) avec la valeur obtenue après chaque phase de récupération post-routine (figure 5.3).

Après la phase de récupération de 10 minutes suivant les routines 1 (Post R1) et 4 (Post R4), on retrouve dans le groupe contrôle une diminution importante de la hauteur de saut par rapport à la valeur initiale (-6,9% Post R1 et -3,9% Post R4), alors que dans le groupe test, la diminution de hauteur de saut est moindre (-1,5% Post R1 et aucune variation Post R4). L'analyse qualitative montre que ces différences sont probablement (*likely effect*) liées à la méthode de récupération pour Post R1 [87/18/1%, ES=-0,4 (-0,7 ; -0,0)], et possiblement (*possible effect*) liées à la méthode de récupération pour Post R4 [67/28/5%, ES=-0,3 (-0,9 ; 0,2)].

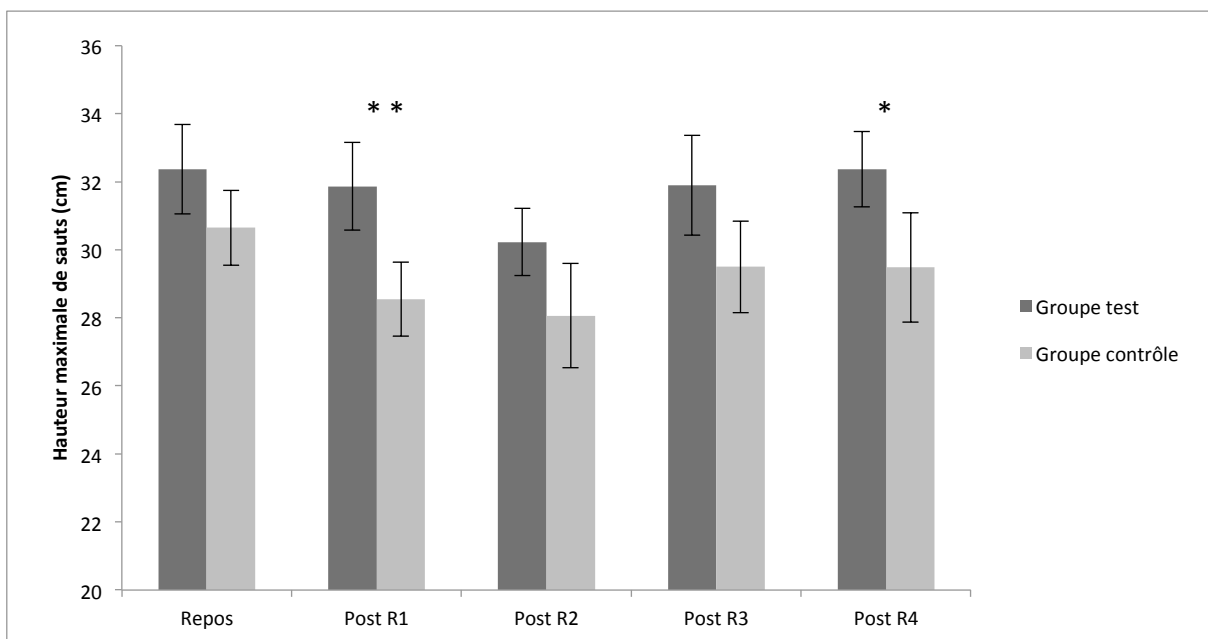


Figure 5.4 : Hauteur de sauts (cm), évolution au cours de la simulation de la journée de compétition de gymnastique aérobic dans le groupe test et dans le groupe contrôle

Evaluation au repos (Repos), après la 1^{ère} routine (Post R1), après la 2nd routine (Post R2), après la 3^{ème} routine (Post R3) et après la 4^{ème} routine (Post R4).

* *possible effect*

** *likely effect*

*Effets de la méthode de récupération sur les paramètres physiologiques**Flux sanguins veineux et artériels des MI*

La répétabilité de l'opérateur a été vérifiée, aucune différence significative ($p < 0,05$) n'a été mise en évidence entre les mesures répétées (même sujet, même temps de mesure).

Le débit veineux augmente après chaque routine par rapport à la valeur de repos dans les deux groupes (+178,8% après R1 pour le groupe test, versus +106,8% pour le groupe contrôle ; +226,2% après R2 pour le groupe test, versus +155,8% pour le groupe contrôle ; +172,9% après R3 pour le groupe test, versus +130,6% pour le groupe contrôle ; +152,3% après R4 pour le groupe test, versus +157,5% pour le groupe contrôle). Cette augmentation est probablement (*likely effect*) liée à la méthode de récupération après R1 [90/5/5; ES=-0,7 (-1,6 ; 0,2)].

Le débit artériel augmente après chaque routine par rapport à la valeur de repos dans les deux groupes (+54,8% après R1 pour le groupe test, versus +42,7% pour le groupe contrôle; +67,1% après R2 pour le groupe test, versus +57,8% pour le groupe contrôle; +82,3% après R3 pour le groupe test, versus +58,2% pour le groupe contrôle; +59,0% après R4 pour le groupe test, versus +46,9% pour le groupe contrôle). Cette augmentation est probablement (*likely effect*) liée à la méthode de récupération après R3 [83/11/5%; ES=-0,5 (-1,2 ; 0,3)].

Lactatémie

Les valeurs de lactatémie sanguine mesurées sont consignées dans les tableaux 5.7 et 5.8:

	Repos	Post R1			Post R2		
		1min	3min	10min	1min	3min	10min
Test	2,0±0,4	8,0±2,2	10,1±2,3	8,1±1,5	10,7±2,1	12,1±2,2	9,8±1,2
Contrôle	1,6±0,3	8,8±1,9	10,7±2,6	9,7±1,6	12,7±2,3	13,6±2,6	11,0±2,8

Tableau 5.7 : Lactatémie sanguine (mmo/l) pour la session du matin

Valeurs mesurées au repos (Repos), à 1 minute, 3 minutes et 10 minutes après la routine 1 (Post R1) et après la routine 2 (Post R2), dans le groupe test et dans le groupe contrôle.

	Repos	Post R3			Post R4		
		1min	3min	10min	1min	3min	10min
Test	2,0±0,3	7,9±1,1	8,8±3,1	7,8±2,3	11,5±2,9	10,9±3,4	9,1±3,1
Contrôle	1,8±0,6	8,0±1,5	11,1±1,9	9,2±1,3	12,8±2,2	11,5±2,1	10,1±0,8

Tableau 5.8 : Lactatémie sanguine (mmo/l) pour la session de l'après-midi

Valeurs mesurées au repos (Repos), à 1 minute, 3 minutes et 10 minutes après la routine 3 (Post R3) et après la routine 4 (Post R4), dans le groupe test et dans le groupe contrôle.

Dans le but d'avoir une vision globale de l'évolution de la lactatémie (mmol/l), nous avons utilisé l'aire sous la courbe (*area under the curve* AUC, mmol/l/min) qui représente la variation de la lactatémie entre le repos et la fin de la session du matin (échauffement, R1, post R1, R2, post R2) et entre le repos et la fin de la session de l'après-midi (échauffement, R3, post R3, R4, post R4). La lactatémie était plus faible au cours de la session du matin et celle de l'après-midi dans le groupe contrôle par rapport au groupe test (figure 5.4).

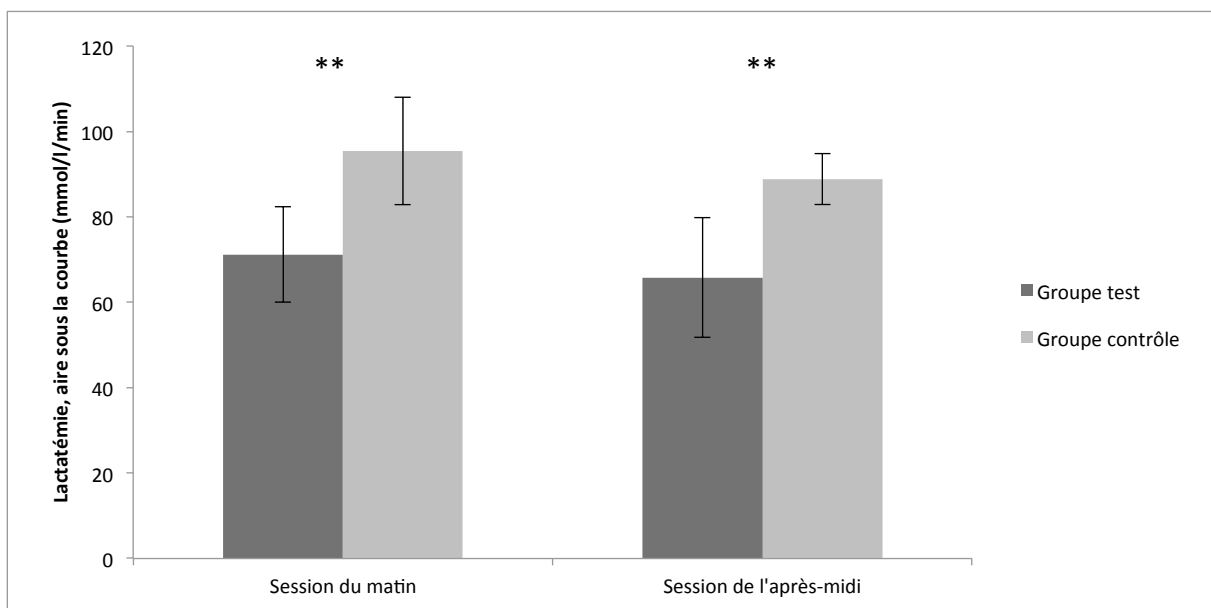


Figure 5.5 : Lactatémie (aire sous la courbe mmol/l/min), comparaison au cours des sessions du matin et de l'après-midi dans le groupe test et dans le groupe contrôle.

** *likely effect*

L'analyse statistique montre un effet probable (*likely effect*) de la méthode de récupération à la fois pour la session du matin [87/9/4% ; ES=0,8 (-0,1 ; 1,8)] et pour celle de l'après-midi [87/8/4% ; ES=0,8 (-0,2 ; 1,8)].

Fréquence cardiaque (FC)

La FC a été analysée en comparant la FC maximale (FC Max) atteinte au cours de chaque routine (FC moyenne durant les 30 dernières secondes de la routine) avec la FC après 10 minutes de récupération (FC moyenne durant les 30 dernières secondes de la période de récupération). La valeur moyenne de FC Max dans le groupe contrôle était $188,9 \pm 7,0$ bpm, versus $190,6 \pm 5,7$ bpm dans le groupe test. La valeur moyenne de FC 10 minutes après le pic était $97,8 \pm 8,9$ bpm dans le groupe test, versus $113,6 \pm 7,8$ bpm dans le groupe contrôle. Cela représente une diminution moyenne de la FC de $-48,3 \pm 5,4\%$ en 10 min dans le groupe test, versus $-40,5 \pm 2,7\%$ dans le groupe contrôle. Cette différence est très probablement liée à la méthode récupération (*very likely effect*) [96/1/3% ; ES=3,5 (0,4 ; 6,6)].

Echelle de ressenti

Après chaque période de récupération, le ressenti de la phase de récupération (« Comment as-tu trouvé cette méthode de récupération ? » - entre 0 « pas bien du tout » et 10 « très très bien ») était supérieur dans le groupe test par rapport au groupe contrôle (figure 5.5). L'analyse statistique retrouve un effet probable (*likely effect*) après R1 [80/18/2% ; ES=-2,2 (-4,6 ; 0,2)], R2 [80/19/1% ; ES=-2,0 (-4,1 ; 0,1)], et R3 [82/18/1% ; ES=-1,8 (-3,4 ; -0,2)] et un effet possible (*possible effect*) après R4 [75/24/1% ; ES=-1,7 (-3,5 ; 1,0)].

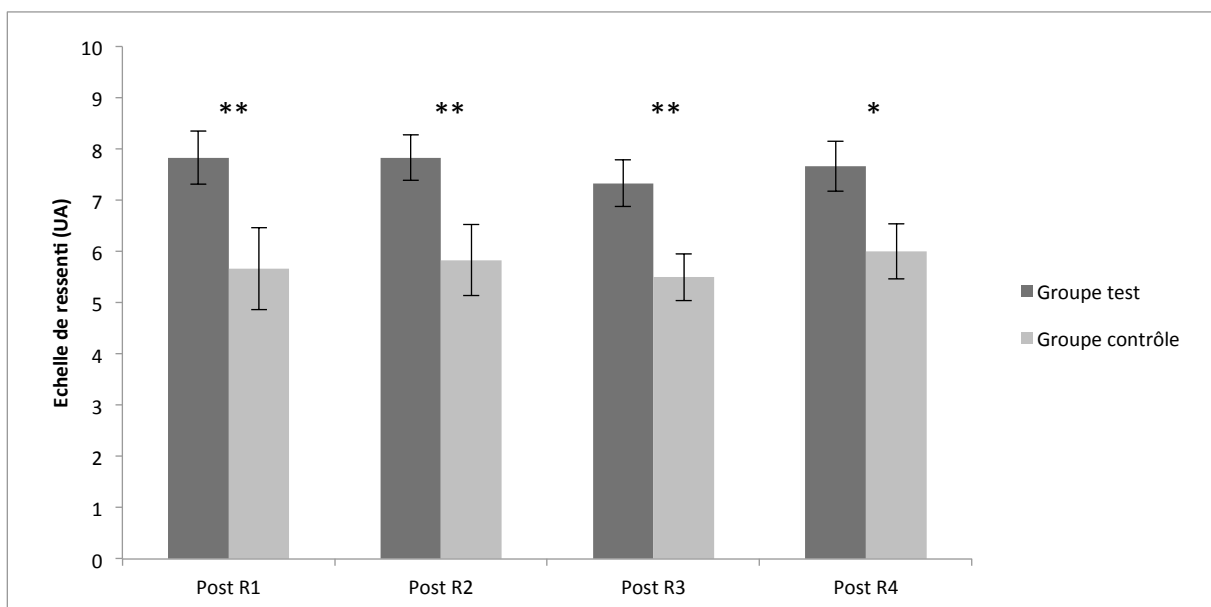


Figure 5.6 : Echelle de ressenti de la phase de récupération

« Comment as-tu trouvé cette méthode de récupération ? » - entre 0 « pas bien du tout » et 10 « très très bien »

Comparaison du groupe test par rapport au groupe contrôle après chaque phase de récupération post-routine (Post R1, R2, R3 et R4).

* *possible effect*

** *likely effect*

Discussion

Cette étude confirme notre hypothèse et montre que l'association d'une ESNM surale et de dispositifs de compression (groupe contrôle) sur les MI au cours des phases de récupération dans les suites d'une routine de gymnastique aérobic dans une situation proche de la compétition permet un moindre déclin des performances par rapport à une récupération passive (groupe test). Les principaux résultats indiquent un meilleur maintien de la note obtenue lors de la dernière routine de la journée (R4) dans le groupe contrôle avec un meilleur ressenti de la part des athlètes. Les variations de la note obtenue dans les deux groupes sont faibles (augmentation de $0,5 \pm 0,7$ point en moyenne dans le groupe test versus diminution de $0,7 \pm 1,0$ point en moyenne dans le groupe contrôle), mais chez des athlètes élités un très faible écart sur la note finale peut avoir des conséquences importantes sur le classement (victoire, podium). Les qualités d'explosivité du sujet testées lors des tests de sauts (CMJ) semblent moins altérées (post R1, post R4) lorsque l'athlète bénéficie de l'association ESNM surale + compression par rapport à une récupération passive. Au très haut niveau, la performance en gymnastique dépend de facteurs physiques, techniques et psychologiques. Une moindre dégradation des qualités d'explosivité (effet possible et probable sur la hauteur de saut) peut permettre une amélioration de la note finale obtenue. Pour expliquer l'amélioration des performances dans le groupe test, la principale hypothèse est l'amélioration de la perfusion globale des membres inférieurs. Ceci a d'ailleurs déjà été observé dans une étude récente qui a démontré l'impact du flux sanguin au cours de la phase de récupération sur les performances (Borne et al. 2016). Notre objectif à travers l'association ESNM surale et compression des MI était de créer dans une situation de récupération passive (sujet au repos en position semi-allongée) une stimulation de la pompe veineuse surale (ESNM) renforcée par l'effet aponévrose de la compression. Dans notre étude, plusieurs paramètres nous indiquent un effet systémique de l'association ESNM surale et compression. Ainsi, on peut mesurer des signes directs de la modification de la perfusion au niveau des MI : augmentation du débit artériel au sein de l'AFC (effet probable en post R3), augmentation du débit veineux au sein de la VFC (effet probable en post R1). On retrouve des résultats concordants dans la littérature avec une augmentation du débit veineux (Griffin et al. 2010; Ibegbuna et al. 2003) et du débit artériel (Abraham et al. 2013) lors de l'utilisation de l'application de l'ESNM et de la compression au niveau du mollet ; et une augmentation du débit veineux et de la vitesse du flux veineux lors de l'association

ESNM surale et compression (Lyons et al. 2002). Nous émettons l'hypothèse que l'augmentation du débit veineux suite à l'activation de la pompe veineuse surale soit à l'origine de l'augmentation du débit artériel. En effet, l'amélioration du drainage veineux des MI, pourrait être la cause d'une diminution de la pression sur le versant veineux et ainsi permettre une augmentation du gradient de pression artério-veineux. L'augmentation du flux artériel serait dans ce cas liée à un phénomène « aspiratif ». L'augmentation du DA et du DV aboutissent à l'amélioration de la perfusion musculaire au cours de la période de récupération. On peut imaginer que ceci permette à la fois l'augmentation de l'apport en oxygène (Boucourt et al. 2015) et en nutriments aux muscles (Borne et al. 2016), la restauration plus rapide des capacités musculaires (Grunovas et al. 2007), l'amélioration de la clairance des lactates et autres déchets du métabolisme musculaire qui pourraient altérer la fonction musculaire (Allen et al. 2008).

Par ailleurs, l'effet systémique de l'association ESNM surale et compression est également mis en évidence à travers deux signes indirects : les moindres concentrations sanguines en lactates et la décroissance plus rapide de la FC après l'activité physique. Nous émettons l'hypothèse que les plus faibles taux de lactates sanguins dans le groupe test par rapport au groupe contrôle lors des sessions du matin et de l'après-midi pourraient être liés à une meilleure clairance systémique des lactates du fait du meilleur drainage musculaire. Ces résultats sont en accord avec des travaux réalisés par Borne et ses collaborateurs (Borne et al. 2015). Les auteurs ont testé l'ESNM surale en récupération post-exercice et ils ont obtenu une amélioration de la performance (test de course à pied incrémental du yo-yo) associée à un retour plus rapide à des valeurs de lactatémie initiale. Un taux élevé de lactates sanguins est lié à une limitation de la performance lors de compétition de trampoline (Jensen et al. 2013). Ainsi, dans un contexte de gymnastique aérobic, une diminution plus rapide de la lactatémie lors de la phase de récupération post-routine à l'aide de l'association ESNM surale et compression pourrait permettre une meilleure performance à la routine suivante. Par ailleurs, l'activation de la « pompe veineuse surale » (Griffin et al. 2010) liée à l'effet synergique de l'ESNM surale et de la compression permet de mobiliser un plus grand volume de sang veineux et facilite ainsi le retour veineux (Lyons et al. 2002). L'amélioration du retour veineux facilite la précharge cardiaque, ce qui aboutit à une augmentation du volume d'éjection systolique et une diminution de la FC (Park et al. 1999) pour un même débit cardiaque (loi de Franck-Starling). Dans notre étude, la FC moyenne après 10 minutes de

récupération était plus faible (*very likely effect*) dans le groupe test par rapport au groupe contrôle (alors que les pics de FC atteints au cours des routines étaient très proches. Ce résultat peut être le reflet de l'effet systémique de cette méthode de récupération appliquée sur le mollet.

Limites

Plusieurs limites peuvent être décrites pour cette étude. Tout d'abord, le petit effectif apporte une faible puissance aux résultats. Cependant, nous souhaitions réaliser cette étude sur des sportifs de très haut (équipe de France de gymnastique aérobic) pour la reproductibilité de leurs performances et leur habitude à réaliser ce genre de journée de compétition. De plus, les entraîneurs étaient intéressés de tester une nouvelle méthode de récupération qui pourrait être applicable en condition de compétition. Une autre limite de cette étude est l'absence d'utilisation de dispositif placebo. Les sujets étaient soit dans le groupe test avec un « équipement inhabituel (ESNM + compression) », soit dans le groupe contrôle avec une récupération passive, l'application du dispositif ne pouvait être faite en aveugle. L'effet placebo se réfère à un résultat favorable qui résulte uniquement de la croyance d'une personne qu'elle a reçu un traitement bénéfique (McCormick et al. 2015). La littérature nous révèle que l'effet placebo peut avoir une influence à la fois sur la performance sportive (Beedie et Foad 2009) et sur la phase de récupération (Broatch et al. 2014). Les résultats favorables du groupe test peuvent être liés en partie à l'effet placebo. Cependant, l'étude de Borne (Borne et al. 2016) était réalisée avec un placebo, et montrait néanmoins des effets positifs de l'ESNM surale sur la performance. Le faible temps effectif de récupération avec les dispositifs en place (ESNM surale + compression) pourrait constituer une limite pour expliquer l'absence d'effets plus larges entre les deux groupes. Cependant, l'objectif de cette étude était de se rapprocher au maximum des conditions de compétition, c'est pourquoi la stimulation et la compression ont été réalisées uniquement pendant les 10 minutes après chaque routine (temps effectif de stimulation entre 8 et 9 minutes pour chaque sujet), ce qui correspond aux conditions les plus contraignantes pour l'athlète lors d'une compétition. On peut imaginer qu'un temps de récupération plus long aurait permis des résultats plus marqués. En effet, dans les autres études ayant testé l'ESNM surale dans des conditions proches (Bieuzen et al. 2012; Bieuzen et al. 2014; Lattier et al. 2004; Erten et al. 2016), les temps de récupération étaient supérieurs à 8-9 minutes (de 15 minutes à 30 min).

Conclusion

Le design de cette étude a été construit pour se rapprocher au plus près des conditions réelles d'une compétition de gymnastique aérobic (timing, intensité). Les résultats montrent un effet bénéfique de l'utilisation combinée de l'ESNM surale et de la compression lors des phases de récupération courte post routine. En effet, cette méthode de récupération entraîne une diminution de performance (note obtenue, hauteur de saut) moindre par rapport à la récupération passive simple. Ce phénomène s'explique par l'effet synergique de l'ESNM surale et de la compression sur le « cœur veineux périphérique », à l'origine d'une augmentation du débit sanguin des MI (débit artériel et débit veineux), d'une amélioration de la clairance du lactate sanguin et d'une amélioration de la précharge cardiaque.

5.2.3 ETUDE N°2

Effets positifs de l'électrostimulation neuromusculaire surale comparée à un placebo sur les performances réalisées lors de la seconde mi-temps d'un match de football.

Présentation de l'étude

Lors d'un match de football, la répétition d'efforts va induire une fatigue musculaire et une diminution de la performance (Mohr et al. 2003). Cette étude a pour objectif principal d'évaluer l'efficacité de deux méthodes de récupération utilisées au cours de la mi-temps d'une simulation de match de football pour limiter l'altération de la performance au cours de la seconde période du match : ENSM surale (Veinoplus Sport[®]) versus récupération passive avec utilisation d'un placebo (aspect identique au dispositif Veinoplus Sport[®] délivrant un courant électrique minime qui n'induit pas une contraction du triceps sural). Pour cela, une étude comparative a été mise en place avec deux groupes de 11 joueurs du pôle espoir football du Centre de Ressource et d'Expertise à la Performance Sportive (CREPS) de Bourgogne. Les 22 sujets (tableau 5.9) ont réalisé une simulation de match de football (détails du protocole dans la partie 3.3) et ils ont été séparés en deux groupes de 11 joueurs lors de la mi-temps (groupe test : ENSM surale versus groupe contrôle : récupération passive avec utilisation d'un placebo).

	Groupe test	Groupe contrôle
Sexe	11 (H)	11 (H)
Age (années)	13,5±0,5	13,5±0,5
Taille (cm)	165,1±10,0	163,5±11,9
Poids (kg)	52,3±9,4	51,4±10,5
Index de masse corporelle (kg/m ²)	19,1±1.5	19,2±1.3

Tableau 5.9 : Caractéristiques de la population de l'étude n°2 dans le groupe test (électrostimulation neuromusculaire surale) et dans le groupe contrôle (récupération passive).

Les critères de jugement de la performance (hauteur de saut lors de CMJ, frappe de balle, sprint, distance parcourue, métabolique power) ont été détaillés dans la partie « Outils et méthodes ». Des critères de jugement secondaires ont été évalués dans le but de mieux comprendre les effets physiologiques de la méthode de récupération testée : évolution de la concentration de lactates sanguins, des débits artériel et veineux des MI, de la FC et du ressenti au cours de la session.

Comme pour l'étude précédente avec la gymnastique aérobic, l'hypothèse principale était la suivante : l'utilisation de l'ESNM surale va permettre un meilleur maintien des performances lors de la seconde période d'un match de football par rapport à une récupération passive (dispositif placebo).

Principaux résultats

Effets de la méthode de récupération sur les performances

Pour chaque paramètre de performance, la moyenne des mesures réalisées au cours de la première mi-temps (post échauffement, post B1, post B2, post B3) a été calculée, cette valeur est notée MT1. Pour chaque groupe (test et contrôle) et pour chaque paramètre, nous avons ensuite comparé le delta entre la valeur moyenne obtenue pour la première mi-temps et les valeurs obtenues en seconde période (post mi-temps, post B4, post B5, post B6).

Evolution de la hauteur de sauts (CMJ)

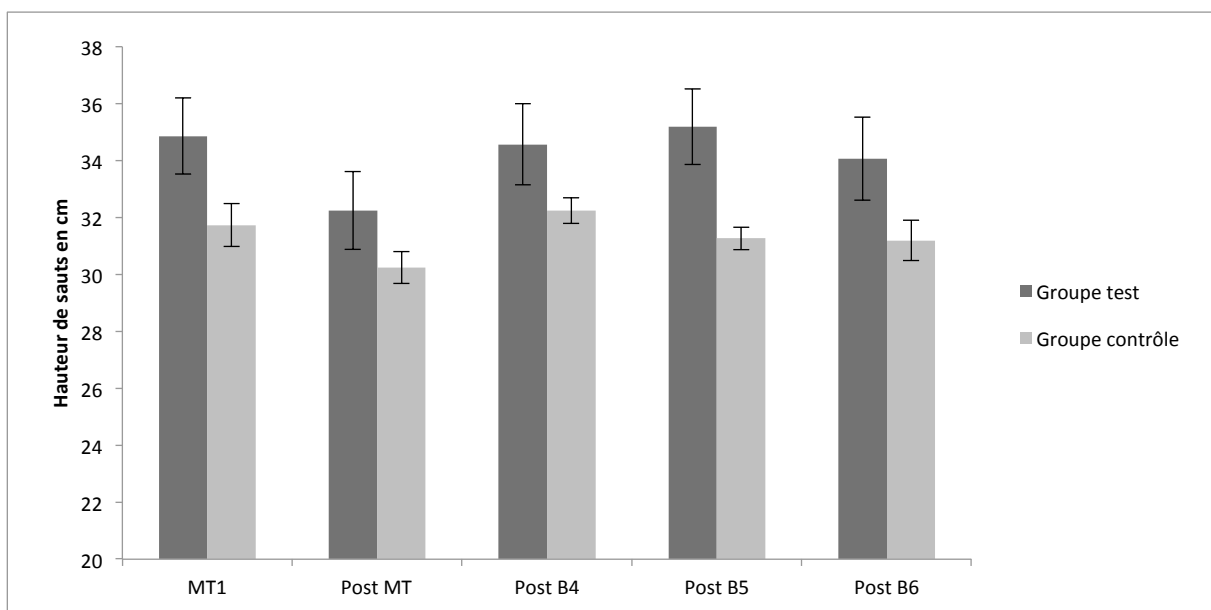


Figure 5.7 : Hauteur de sauts (cm), comparaison de l'évolution entre la moyenne des valeurs obtenues lors des tests effectués après les trois blocs de la 1^{ère} mi-temps (MT1) et les valeurs mesurées immédiatement après la mi-temps (Post MT) et après les blocs 4, 5 et 6 de la 2nd mi-temps (Post B4, B5, B6), entre le groupe test et le groupe contrôle.

Aucune différence statistiquement significative n'est mise en évidence lorsque l'on compare l'évolution de la hauteur de sauts entre la première et la deuxième mi-temps (quel que soit le moment d'évaluation) dans le groupe test par rapport au groupe contrôle (figure 5.6).

Evolution de la vitesse du ballon lors des frappes

Les valeurs de la vitesse du ballon lors des frappes sont représentées sur la figure 5.7. Le groupe contrôle présente une diminution de la vitesse maximale du ballon de 6,7% après la mi-temps par rapport à la moyenne de la première mi-temps alors que cette diminution n'est que de 1,9% dans le groupe test ; cette différence est probablement (*likely effect*) en

lien avec un effet du dispositif de récupération [87/11/1%, ES = -0,56 (-0,93 ; -0,04)]. Il en est de même après le cinquième bloc où la diminution est de 4,3% dans le groupe contrôle versus 0,2% dans le groupe test ; cette différence est probablement (*likely effect*) en lien avec un effet du dispositif de récupération [86/13/1%, ES = -0,48 (-1,10 ; -0,01)]. Concernant l'évaluation après le quatrième et le sixième bloc, les deltas avec la première mi temps ne sont pas statistiquement différents entre les deux groupes.

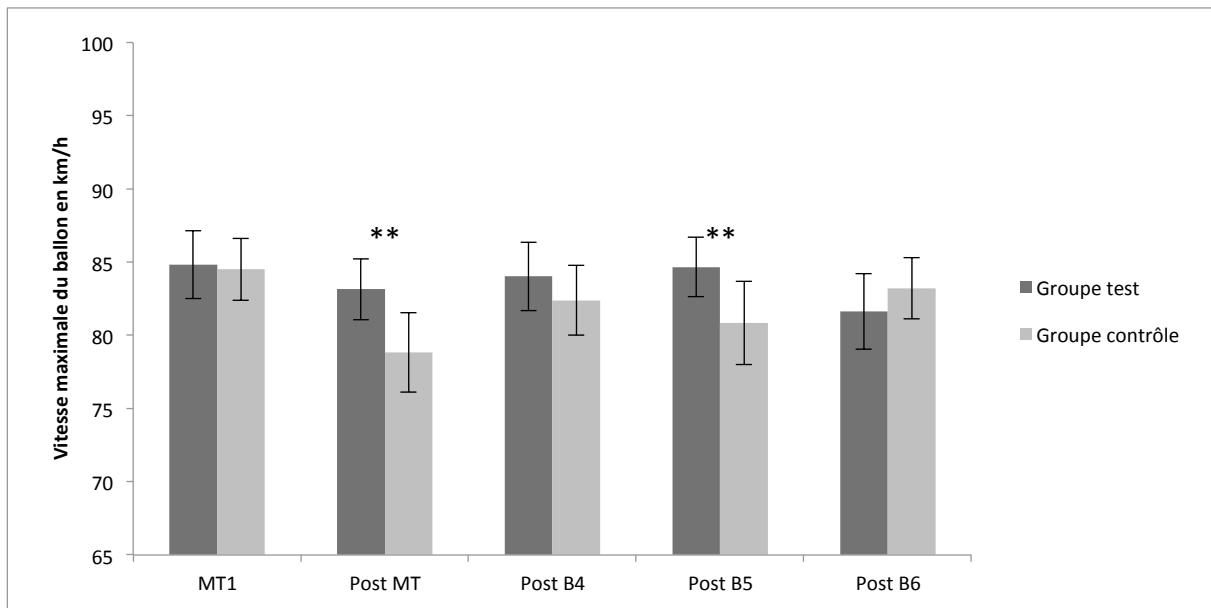


Figure 5.8 : Vitesse maximale du ballon (km/h), comparaison de l'évolution entre la moyenne des valeurs obtenues lors des tests effectués après les trois blocs de la 1^{ère} mi-temps (MT1) et les valeurs mesurées immédiatement après la mi-temps (Post MT) et après les blocs 4, 5 et 6 de la 2nd mi-temps (Post B4, B5, B6), entre le groupe test et le groupe contrôle.

** *likely effect*

Evolution du temps mis pour parcourir 20 mètres en sprint

Concernant le temps mis pour parcourir 20 mètres en sprint (figure 5.8), il ressort de l'analyse statistique une différence entre le groupe contrôle et le groupe test lorsque l'on compare le delta entre la moyenne de la première mi-temps et la valeur mesurée après le bloc 4 (augmentation de 1,6% dans le groupe contrôle versus diminution de 0,2% dans le groupe test); cette différence est probablement (*likely effect*) liée au dispositif de récupération [90/10/0%, ES=0.47 (0.12; 0.83)]. Concernant les valeurs en post mi-temps, après le cinquième et le sixième bloc, les deltas avec la première mi-temps ne sont pas statistiquement différents entre les deux groupes.

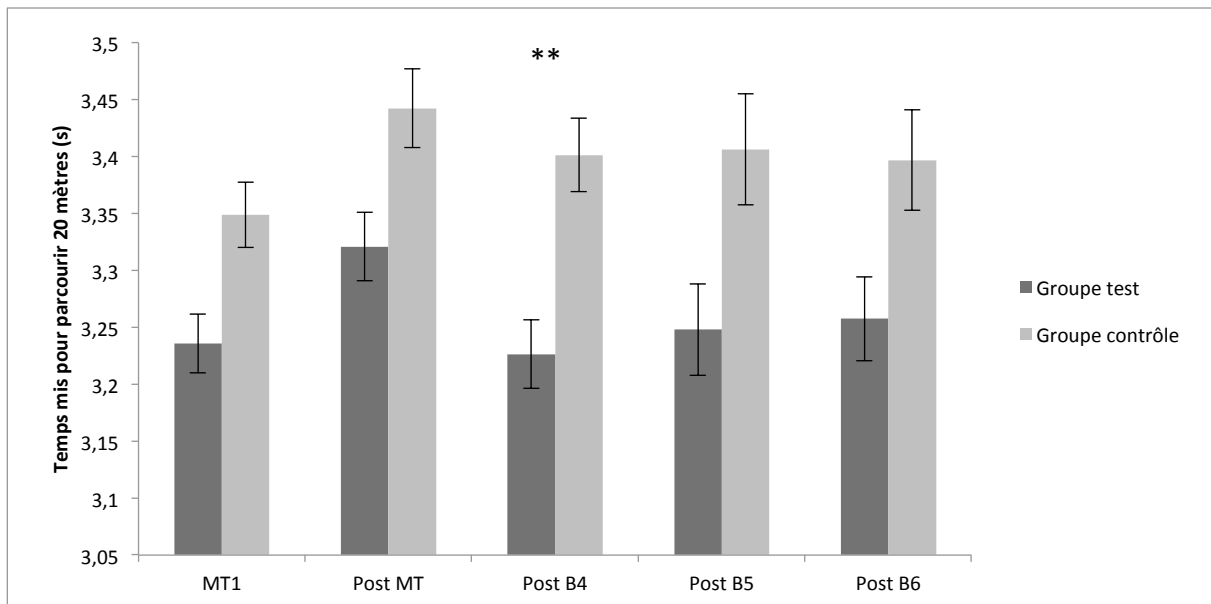


Figure 5.9: Temps mis pour parcourir 20 mètres en sprint (s), comparaison de l'évolution entre la moyenne des valeurs obtenues lors des tests effectués après les trois blocs de la 1^{ère} mi-temps (MT1) et les valeurs mesurées immédiatement après la mi-temps (Post MT) et après les blocs 4, 5 et 6 de la 2nd mi-temps (Post B4, B5, B6), entre le groupe test et le groupe contrôle.

** *likely effect*

Evolution de l'accélération maximale lors des sprints

Les valeurs des accélérations maximales lors des tests de sprints sont globalement inférieures lors de la seconde mi-temps par rapport à la première (figure 5.9). Cependant, le delta entre la valeur moyenne en première mi-temps et la valeur en seconde mi-temps est plus important dans le groupe contrôle par rapport au groupe test : effet probable (*likely effect*) immédiatement après la mi-temps (-8,9% pour le groupe contrôle, versus -4,8% pour le groupe test) [91/7/2%, ES=-0,79 (-1,52 ; -0,06)] et après le bloc 5 (-6,0% pour le groupe contrôle, versus -2,2% pour le groupe test) [86/11/3%, ES=-0.70 (-1.48; 0.09)]. Concernant l'évaluation après le quatrième et le sixième bloc, les deltas avec la première mi temps ne sont pas statistiquement différents entre les deux groupes.

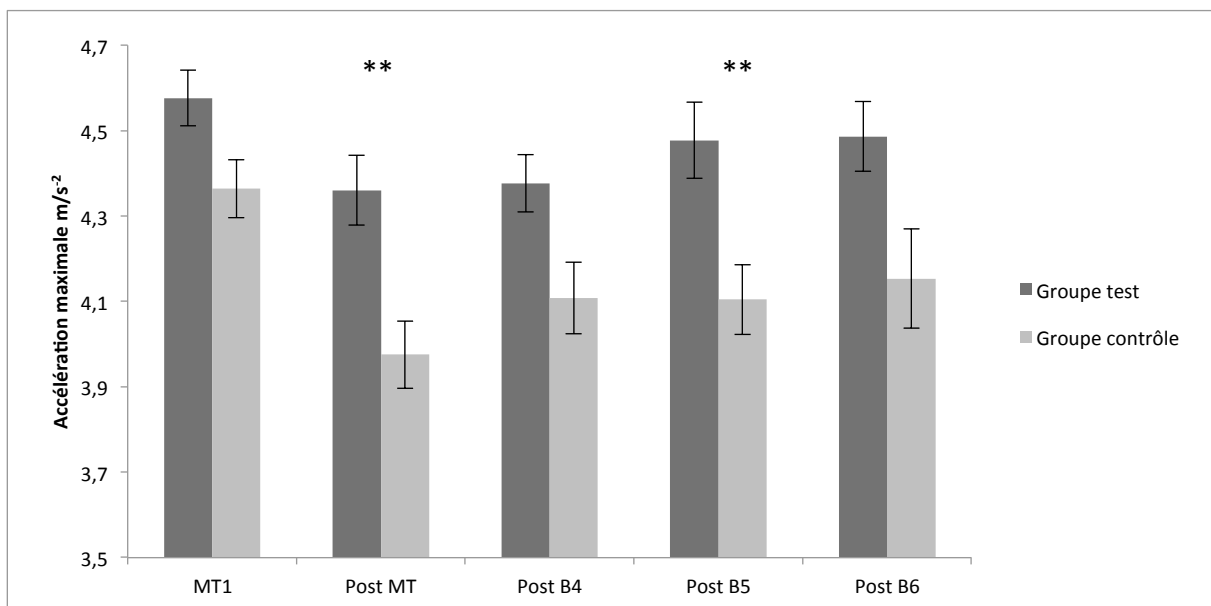


Figure 5.10 : Accélération maximale lors des sprints (m/s²), comparaison de l'évolution entre la moyenne des valeurs obtenues lors des tests effectués après les trois blocs de la 1^{ère} mi-temps (MT1) et les valeurs mesurées immédiatement après la mi-temps (Post MT) et après les blocs 4, 5 et 6 de la 2nd mi-temps (Post B4, B5, B6), entre le groupe test et le groupe contrôle.

** *likely effect*

Evolution de la distance totale parcourue

Aucune différence statistiquement significative n'est mise en évidence lorsque l'on compare l'évolution de la distance moyenne parcourue au cours de chaque bloc entre la première et la deuxième mi-temps (quel que soit le bloc concerné) dans le groupe test par rapport au groupe contrôle.

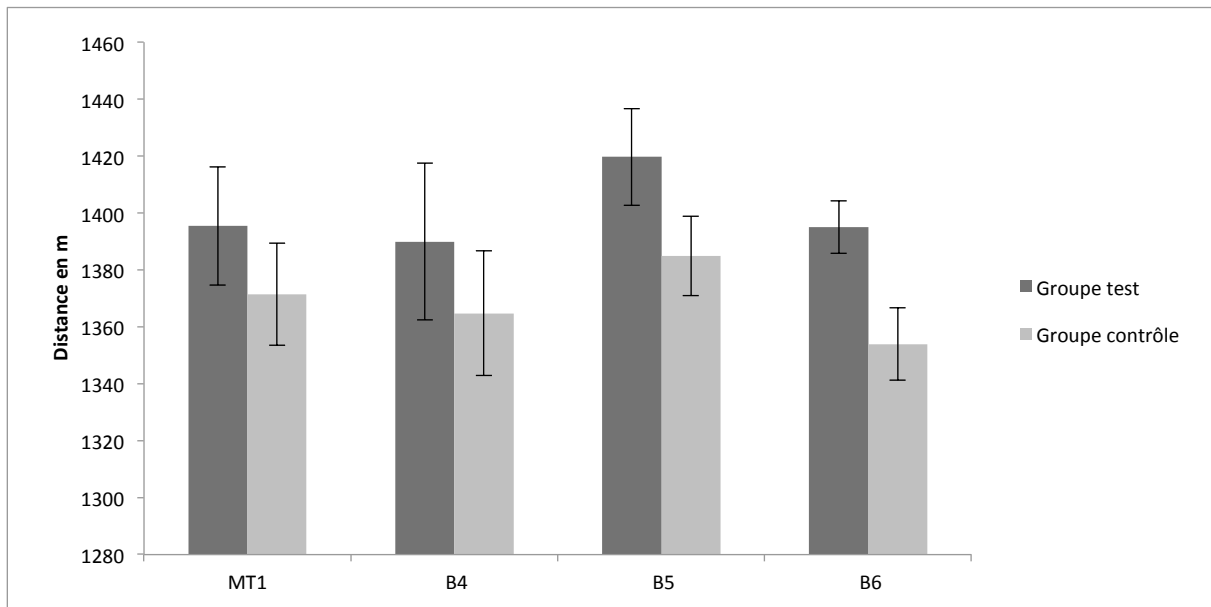


Figure 5.11 : Distance parcourue (m), comparaison de l'évolution entre la moyenne des valeurs obtenues lors des trois blocs de la 1^{ère} mi-temps (MT1) et les valeurs mesurées au cours des blocs 4, 5 et 6 de la 2nd mi-temps (B4, B5, B6), entre le groupe test et le groupe contrôle.

Evolution de la puissance métabolique

La variation de la puissance métabolique entre la première mi-temps et le bloc 4 est différente entre le groupe test et le groupe contrôle. On retrouve une diminution de 1,0% dans le groupe test entre la puissance métabolique moyenne lors des blocs de la première mi-temps et le bloc 4 alors qu'il existe une diminution de -0,5% dans le groupe contrôle. Cette différence est possiblement (*possible effect*) liée au dispositif de récupération. Les variations entre la première mi-temps et le 5^{ème} et le 6^{ème} bloc ne sont pas différentes dans les deux groupes.

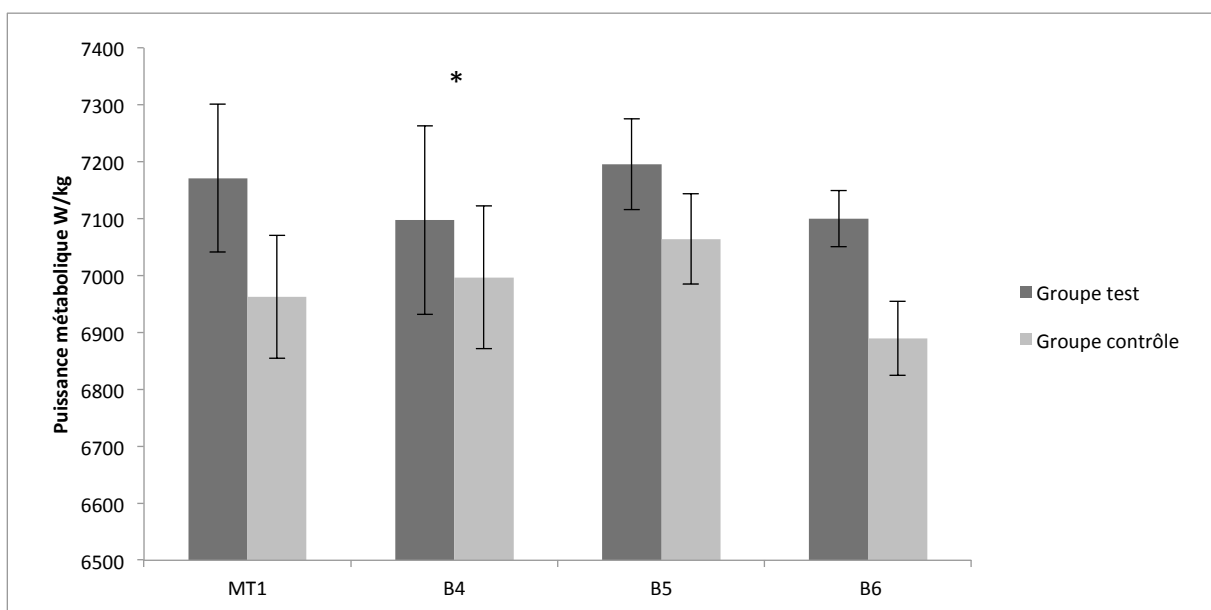


Figure 5.12 : Puissance métabolique (W/kg), comparaison de l'évolution entre la moyenne des valeurs obtenues lors des trois blocs de la 1^{ère} mi-temps (MT1) et les valeurs mesurées au cours des blocs 4, 5 et 6 de la 2nd mi-temps (B4, B5, B6), entre le groupe test et le groupe contrôle.

* *possible effect*

Effets de la méthode de récupération sur les paramètres physiologiques

Flux sanguins veineux et artériels des MI

La répétabilité de l'opérateur a été vérifiée, aucune différence significative ($p < 0,05$) n'a été mise en évidence entre les mesures répétées (même sujet, même temps de mesure).

Le débit veineux au niveau de la VFC et le débit artériel au niveau de l'AFC (tableau 5.10) augmentent à la fin de la mi-temps par rapport à la valeur de repos avant l'échauffement dans les deux groupes (respectivement +127% et +71% pour le groupe test et +39% et +18% dans le groupe contrôle). Cette augmentation est très probablement (*very likely effect*) en

lien avec le dispositif de récupération supérieure dans le groupe test par rapport au groupe contrôle pour le débit veineux [98/2/0%, ES=-0,74 (-1,16 ; -0,31)] et probablement (*likely effect*) en lien avec l'ESNM surale pour le débit artériel [95/5/1%, ES=-0,87 (-0,19 ; 0,68)].

	Débit VFC (ml/min)		Débit AFC (ml/min)	
	Repos	Post MT	Repos	Post MT
Groupe test	584±301	1124±441 ^{***}	536±186	811±160 ^{**}
Groupe contrôle	444±129	574±111	559±134	621±109

Tableau 5.10 : Débits vasculaires (ml/min), au sein de la veine fémorale (VFC) et de l'artère fémorale commune (AFC) et, au repos (Repos) et à la fin de la mi-temps (Post MT), dans le groupe test et dans le groupe contrôle.

** *likely effect*

*** *very likely effect*

Lactatémie

Il n'existe pas de différence statistiquement significative lorsque l'on compare les variations entre les valeurs de lactatémie de repos et les valeurs à la fin de la première période (Pré MT), à la fin de la période de récupération (Post MT) et à la fin de la seconde période (Post B6) dans les deux groupes.

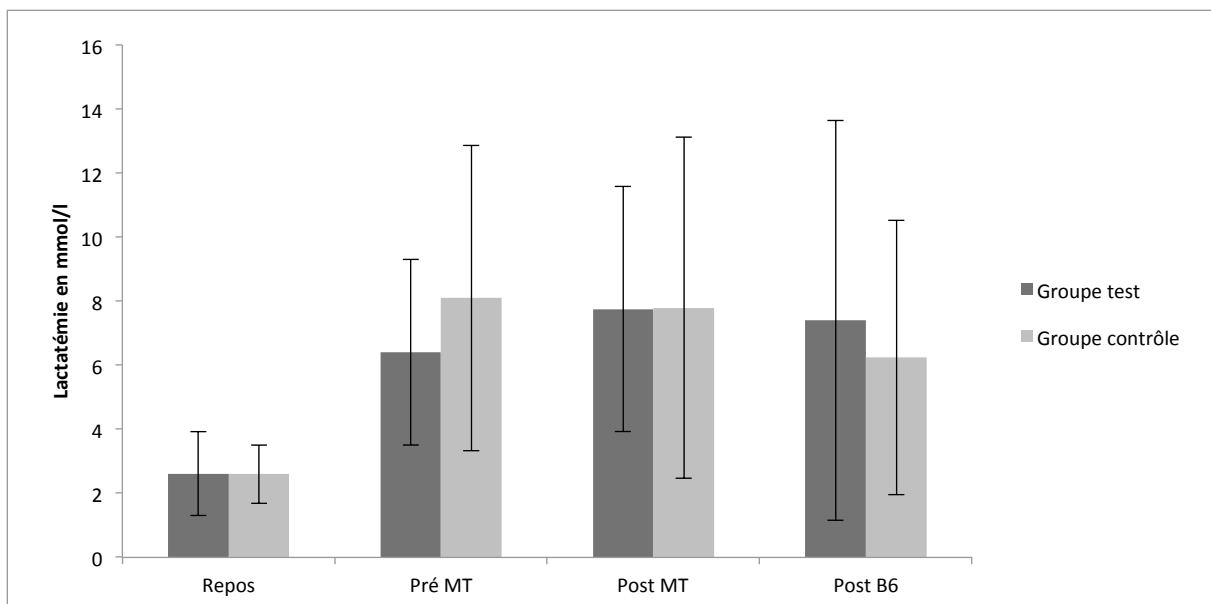


Figure 5.13 : Lactatémie (mmol/l), comparaison de l'évolution entre la valeur mesurée au repos et les valeurs mesurées avant la mi-temps (Pré MT), après la mi-temps (Post MT) et après le 6^{ème} bloc (Post B6), entre le groupe test et le groupe contrôle.

Fréquence cardiaque

La FC est globalement stable entre la première et la seconde période dans le groupe test (figure 5.12) : MT1 = 169 ± 11 bpm, Post B4 = 166 ± 14 bpm, Post B5 = 168 ± 11 bpm et Post B6 = 168 ± 9 bpm (variation < 1% entre Post B5, Post B6 et MT1). Dans le groupe contrôle, il existe une légère diminution de la FC à la fin de la seconde période : MT1 = 164 ± 10 bpm, Post B4 = 161 ± 11 bpm, Post B5 = 160 ± 16 bpm (-2,3% par rapport à MT1) et Post B6 = 159 ± 16 bpm (-2.9% par rapport à MT1). Cette différence est possiblement (*possible effect*) liée à la condition de récupération après le bloc 5 [66/31/3%, ES=-0,31 (-0,73 ; 0,12)] et probablement (*likely effect*) liée à la condition de récupération après le bloc 6 [79/19/2%, ES=-0,42 (-0,87 ; 0,04)].

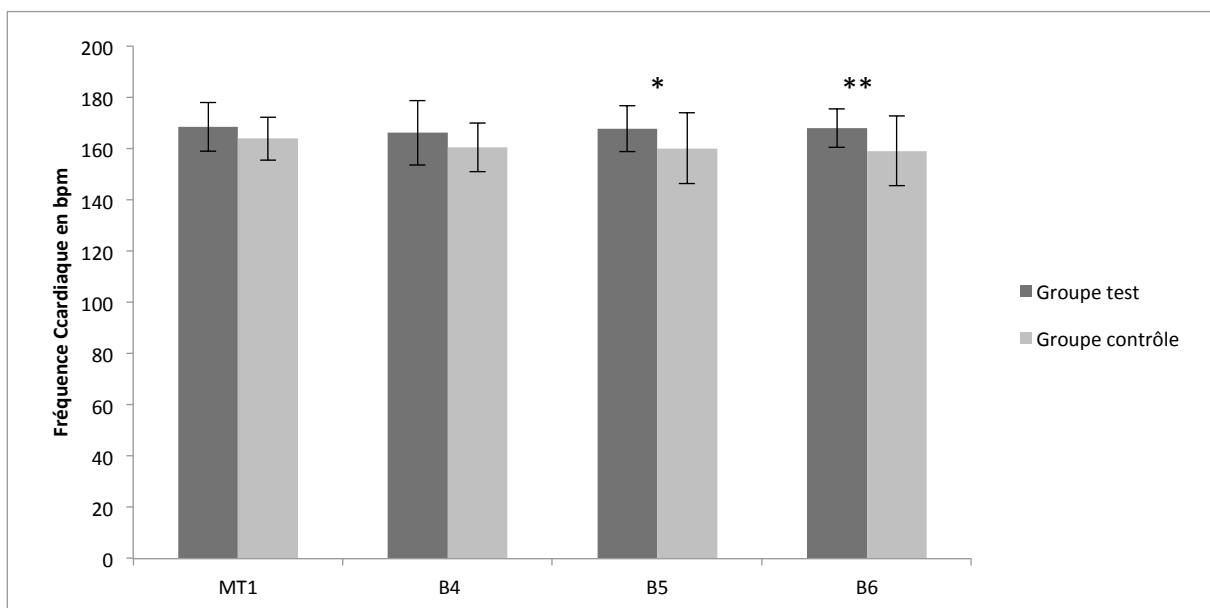


Figure 5.14 : Fréquence cardiaque (bpm), comparaison de l'évolution entre la moyenne des valeurs obtenues lors des trois blocs de la 1^{ère} mi-temps (MT1) et les valeurs mesurées au cours des blocs 4, 5 et 6 de la 2nd mi-temps (B4, B5, B6), entre le groupe test et le groupe contrôle.

* *possible effect*

** *likely effect*

Pour mieux comprendre les effets du dispositif de récupération sur la FC, nous avons comparé l'évolution de la FC entre le début (pré MT) et la fin (post MT) de la mi-temps. La FC diminue dans les deux groupes au cours de la phase de récupération. Cette diminution

semble plus importante dans le groupe test (-7% versus -4% dans le groupe contrôle). Cependant, cette différence n'est pas statistiquement significative (*unclear effect*).

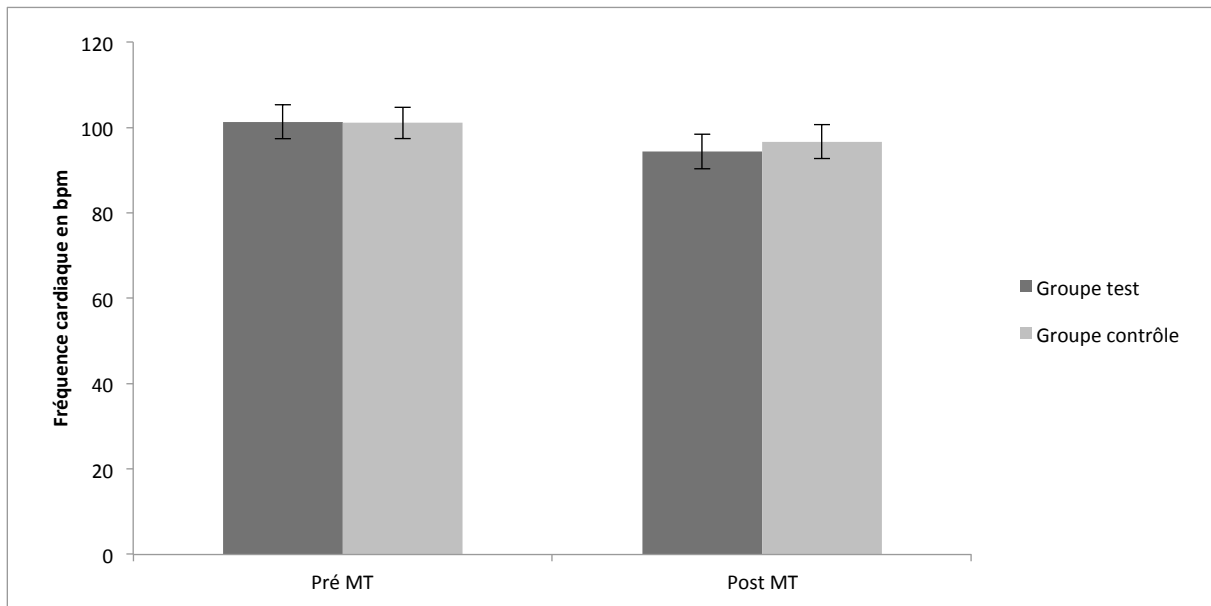


Figure 5.13 : Fréquence cardiaque (bpm), comparaison de l'évolution entre la moyenne des valeurs obtenues à la fin de la 1^{ère} mi-temps (pré MT) et les valeurs mesurées après la mi-temps (Post MT), entre le groupe test et le groupe contrôle.

Effets de la méthode de récupération sur le ressenti de l'effort

Le ressenti de l'effort augmente de manière progressive dans les deux groupes au cours de la seconde mi-temps. Le delta entre la valeur moyenne au cours de la première mi-temps et la valeur après le bloc 4 est plus important dans le groupe contrôle (augmentation de 83,6% dans le groupe contrôle versus 66,3% dans le groupe test), cette différence est très probablement (*very likely effect*) liée au dispositif de récupération [98/2/1%, ES = 1,87 (0,50 ; 3,23)].

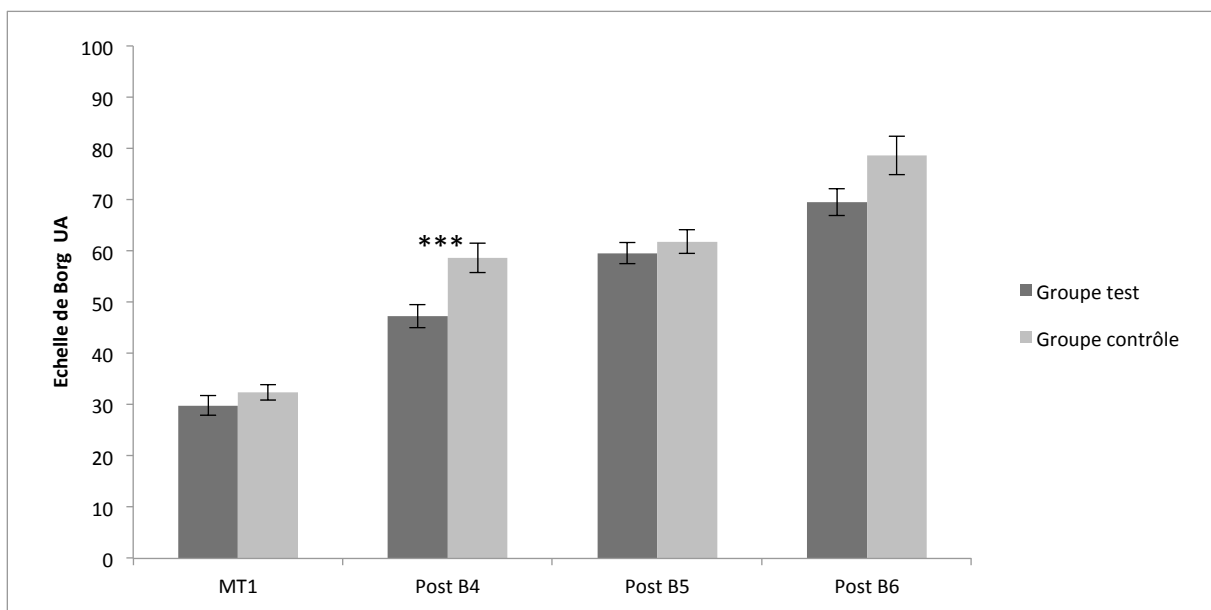


Figure 5.15 : Echelle de ressenti de Borg (0-100), comparaison de l'évolution entre la moyenne des valeurs obtenues à la fin des trois blocs de la 1^{ère} mi-temps (MT1) et les valeurs évaluées immédiatement après les blocs 4, 5 et 6 de la 2nd mi-temps (Post B4, B5, B6), entre le groupe test et le groupe contrôle.

*** *very likely effect*

Discussion

Cette étude est la première à évaluer les effets de l'ESNM surale sur la performance lors de la seconde période d'un match de football. Les principaux résultats indiquent une limitation de l'altération des performances sur les épreuves de puissance et d'explosivité (vitesse du ballon lors des frappes, temps mis pour effectuer une distance de 20 mètres en sprint, accélération maximale lors des sprints) au début de la seconde période dans le groupe test (ESNM surale) par rapport au groupe contrôle (placebo). Cette donnée n'est pas vérifiée pour la hauteur de saut, pour laquelle on ne retrouve pas de différence si l'on compare les

deltas entre la première et la deuxième mi-temps dans les deux groupes. Contrairement aux gymnastes dans l'étude n°1 qui avaient l'habitude d'utiliser les tests de sauts dans leur pratique, on remarque un phénomène d'habituation chez les footballeurs de cette étude qui pourrait être assimilé à une « courbe d'apprentissage ». Par ailleurs, la distance moyenne parcourue au cours de chaque bloc n'était pas différente dans les deux groupes. La puissance métabolique quant à elle était diminuée au cours du 4^{ème} bloc dans le groupe test. La puissance métabolique est un calcul de la dépense énergétique sur la base d'une mesure de déplacement (di Prampero et al. 2015). Nous émettons l'hypothèse, qu'une diminution de la puissance métabolique au cours du quatrième bloc dans le groupe test sans modification de la distance parcourue au cours de ce bloc, est le reflet d'une plus grande efficacité de déplacement avec moins de variations de vitesse et un meilleur contrôle moteur.

Notre principale hypothèse pour expliquer l'amélioration des performances dans le groupe test repose sur l'impact hémodynamique de l'ESNM surale. Comme cela a été décrit dans la littérature, nous avons mis en évidence une augmentation du débit vasculaire artériel « entrant » au niveau du MI (Abraham et al. 2013) et une augmentation du débit vasculaire veineux « sortant » au niveau du MI (Griffin et al. 2010) avec l'utilisation de l'ESNM surale. Ces résultats sont en accord également avec les résultats que nous avons obtenus dans l'étude n°1. Les hypothèses principales ont été décrites dans la discussion de l'étude n°1 : phénomène « aspiratif » en lien avec une augmentation du gradient de pression artérioveineux (Koller et al. 1998) d'une part, et augmentation de la sécrétion locale de molécules vasodilatatrices (Chies et al. 2013) d'autre part.

Le but de nombreuses méthodes de récupération est d'augmenter la perfusion musculaire. C'est le cas de la récupération active (Mika et al. 2016), des dispositifs de compression (Beliard et al. 2015), de l'immersion contrastée avec le phénomène recherché de vaso-pumping (Bieuzen et al. 2013) et de l'ESNM surale (Borne et al. 2016). Une étude récente (Borne et al. 2016), qui a utilisé le même dispositif d'ESNM que celui testé dans notre travail, a montré le lien entre l'amélioration des performances lors de la répétition d'un exercice après une phase de récupération et l'augmentation du flux sanguin au niveau du mollet (augmentation d'environ 243 ± 76 % par rapport à la valeur de repos). Dans notre étude, les débits veineux et artériels sont augmentés à la fin de la période de récupération (fin de la mi-temps) par rapport à la valeur de repos dans les deux conditions (ESNM surale et

placebo); cette augmentation est liée à l'hyperémie post exercice. Cependant, l'augmentation des débits étaient plus importante pour le groupe test (*very likely effect* pour le débit veineux, *likely effect* pour le débit artériel). Le fait de maintenir un débit musculaire plus important permet une augmentation des apports (O₂, nutriments) au niveau musculaire (Borne et al. 2016), une meilleure restauration des fonctions musculaires (Grunovas et al. 2007), et une facilitation de la clairance des déchets métaboliques accumulés qui peuvent également être à l'origine d'une altération de la fonction musculaire (Allen et al. 2008).

Contrairement à l'étude n°1, aucune différence n'a été mise en valeur dans l'évolution de la lactatémie entre la valeur de repos et les différents temps de mesure (fin de la première mi-temps, début de la seconde mi-temps, fin de la deuxième mi-temps) dans les deux groupes. Ce résultat n'est pas en accord avec d'autres données de la littérature (Bieuzen, Brisswalter, et al. 2014), dans lesquelles l'ESNM surale permettait une meilleure clairance des lactates. Les comparaisons sont cependant difficiles entre les études. En effet, les caractéristiques des exercices physiques réalisés en amont sont très différentes, avec d'une part, dans l'étude n°1, la répétition de routines de gymnastique aérobic (exercice intensif d'une durée de 90s) et d'autre part, une mi-temps de match de football (alternance de courses à différentes intensités sur une durée de 40 minutes, protocole SAFT⁹⁰ (Small et al. 2009) adapté à la catégorie d'âge des sujets de l'étude). Ainsi, les taux de lactates sanguins sont beaucoup plus élevés dans l'étude n°1 après les routines (valeurs maximales atteintes comprises entre 12,1±2,2 et 13,6±2,6 mmol/l selon les groupes) que dans l'étude n°2 à la mi-temps (valeurs comprises entre 8,1±4,8 et 7,8±3,5 mmol/l selon les groupes) et à la fin du dernier bloc (valeurs comprises entre 6,2±4,3 et 6,8±4,0 mmol/l selon les groupes). Un facteur confondant supplémentaire est la grande dispersion des taux de lactates sanguins dans l'étude n°2. En effet, hormis au repos où les écarts types dans les deux groupes sont calculés à 0,9 dans les deux groupes ; en post-exercice (Pré MT, Post MT et Post B6) les écarts types se situent entre 3,4 et 5,3 pour des valeurs de lactatémie sanguine entre 6,2 et 8,1. L'hypothèse que nous émettons pour expliquer cette grande variabilité interindividuelle sur ce paramètre est liée au fait que cette étude a été réalisée sur l'ensemble de l'effectif d'une équipe de football : ainsi, on peut imaginer que la répétition de courses à différentes intensités n'ait pas le même impact métabolique chez un sujet dont le poste sur le terrain

est gardien de but par rapport à un sujet dont le poste sur le terrain est milieu ou défenseur latéral et dont l'organisme aura l'habitude de répéter ce genre d'effort.

Dans le groupe contrôle, une diminution de la FC est observée lors de la seconde période comparée à la première, ce résultat est en accord avec les données décrites dans la littérature (Ali et Farrally 1991). Dans le groupe test, au contraire, on ne retrouve pas cette décroissance de la FC, mais plutôt une stabilité de la FC tout au long du match. Dans cette étude, nous ne connaissons pas les FC de repos, et nous n'avons analysé ni le débit cardiaque, ni le volume d'éjection systolique. Il nous manque donc des éléments pour interpréter cette différence de comportement pour ce paramètre dans les deux groupes. Nous pensons que cette différence est plutôt liée aux caractéristiques intrinsèques des participants plutôt qu'à la modalité de récupération utilisée au cours de la mi-temps. Si l'on analyse l'évolution de la FC au cours de la période de récupération, on retrouve une diminution de la FC dans les deux groupes liée au repos, mais contrairement à l'étude n°1, on ne met pas en évidence de décroissance statistiquement plus importante de la FC dans le groupe test (*unclear effect*). Plusieurs hypothèses peuvent expliquer cette absence de différence mise en évidence. La courte durée de la phase de stimulation dans le groupe test peut être une explication. En effet, la durée de stimulation était de 12 minutes en moyenne sur les 15 minutes de mi-temps du fait du temps de déplacement entre le terrain et le vestiaire et du temps d'équipement des sujets. Cependant, dans l'étude n°1, les temps de stimulation étaient encore plus courts (8-9 minutes). Le jeune âge des sujets de l'étude n°2 (âge moyen 13.5 ± 0.5 ans) et leur niveau d'entraînement moindre par rapport aux sujets de l'étude n°1 (8 à 10 heures d'entraînement hebdomadaires pour les sujets de l'étude n°2 versus plus de 20 heures pour les sujets de l'étude n°1), peuvent également être des éléments qui expliquent l'absence d'effet de l'ESNM surale sur la FC malgré un retour veineux optimisé dans le groupe test. Par ailleurs, dans cette étude, le territoire veineux splanchnique n'a pas été exploré, il nous manque donc des éléments pour pouvoir interpréter de manière globale la précharge cardiaque. Les effets de l'ESNM surale sur la FC nécessitent des explorations complémentaires, car les résultats sont discordants dans la littérature. En effet, comme dans notre étude n°2, certaines études ne retrouvent pas d'effet de l'ESNM surale sur la FC (Borne et al. 2016; Abraham et al. 2013), une autre étude (comme notre étude n°1) retrouve une diminution de la FC (Bieuzen et al. 2014), et une

autre étude s'intéressant aux effets de l'ESNM surale retrouve une augmentation de la FC lors de l'ESNM surale par rapport à une situation de repos (Broderick et al. 2010).

L'utilisation de l'ESNM surale au cours de la mi-temps semble améliorer le taux de perception de l'intensité de l'effort (échelle de Borg) au début de la seconde mi-temps par rapport au groupe contrôle. Paradoxalement, ce moindre ressenti de la difficulté est lié à une amélioration des performances dans le groupe test. Nous émettons l'hypothèse que ceci reflète une meilleure restauration des capacités musculaires dans le groupe test qui parvient à maintenir ses performances sans que cela ne soit ressenti de manière plus difficile. Aucune autre étude ne s'est intéressée au ressenti de l'effort suite à une période de récupération utilisant l'ESNM surale. Nous pensons que l'analyse de la composante psychologique est importante dans l'évaluation de la performance. Notre étude semble montrer que les effets positifs relevés dans le groupe test sont bien liés au dispositif de récupération et non à l'effet placebo. En effet, dans le groupe contrôle, les effets bénéfiques ne sont pas mis en évidence malgré le fait que les sujets soient équipés d'un dispositif placebo (semblable au Veinoplus Sport[®] sans contraction musculaire effective).

Limites

Une des limites de cette étude est liée au protocole utilisé. Nous avons souhaité mettre en place une simulation de match de football et pour cela, nous avons appliqué le protocole SAFT⁹⁰ (Small et al. 2009) déjà utilisé dans la littérature et dont le but est de reproduire la fatigue liée à un match de football. Or, selon le poste occupé sur le terrain et selon le style de jeu proposé par l'entraîneur, les joueurs ne réalisent pas tous les mêmes déplacements aussi bien en quantité qu'en intensité lors d'un match réel. Ainsi, l'effort standardisé lié au SAFT⁹⁰ peut être considéré comme très inhabituel pour un gardien de but, alors qu'il correspond parfaitement à certains autres joueurs sur le terrain. Ceci peut avoir un impact sur la variabilité interindividuelle (lactatémie par exemple) et ceci peut potentiellement agir sur les performances mesurées. Ainsi, on peut imaginer que cette activité soit considérée comme « trop » fatigante pour certains, et « pas assez » fatigante pour d'autres. Une autre limite est liée à la caractéristique morphologique des sujets : en effet dans notre étude, les sujets sont jeunes (13-14 ans) et ils présentent des circonférences de mollets faibles ($24,5 \pm 4,5$ cm). Or, il a été démontré que l'efficacité de l'ESNM surale augmentait avec la circonférence des mollets (Griffin et al. 2010). Par ailleurs, cette étude a été mise en place dans le cadre d'une simulation de match à partir du protocole SAFT⁹⁰. Les résultats

pourraient être différents si l'étude avait été réalisée au cours d'une vraie compétition (motivation, engagement physique). Ainsi, l'extrapolation des résultats pour un vrai match doit être prudente.

Conclusion

L'utilisation de l'ESNM surale au cours de la mi-temps d'une simulation de match de football limite la diminution des performances durant la seconde période. Cet effet bénéfique apparaît essentiellement en début de seconde période sur des paramètres reflétant des capacités d'explosivité du sujet comme le sprint (temps mis pour parcourir 20m, accélération maximale) et les frappes (vitesse maximale du ballon). Ces aspects sont très importants au cours d'un match de football car ils permettent de prendre le meilleur sur un adversaire ou d'augmenter la probabilité de marquer un but.

L'hypothèse principale permettant d'expliquer l'effet de l'ESNM surale sur la performance est en lien avec une amélioration de l'hémodynamique au niveau des MI.

5.3 TRAVAUX EN COURS DE REALISATION

Deux travaux sont en cours de réalisation. Concernant l'étude n°3, les manipulations sont terminées et les résultats ont été analysés, il faudra désormais rédiger ce travail sous forme d'article scientifique. Pour l'étude n°4, les inclusions sont en cours (trois années pour l'inclusion des 240 sujets), des résultats intermédiaires seront présentés dans ce paragraphe.

5.3.1 ETUDE N°3

Effets d'un système d'électrostimulation neuromusculaire ESNM surale (VeinoplusSport®) sur le débit sanguin périphérique aux membres inférieurs (artériel et veineux) et sur les paramètres cardiaques au repos et en post-exercice.

Problématique

L'analyse des résultats des études n°1 et 2 qui étaient des études appliquées au terrain (analyse de la performance dans des conditions proches de la compétition) a soulevé des interrogations qui ont mené à la réalisation d'une étude plus fondamentale intitulée étude n°3. Les études n°1 et 2 ont montré une amélioration de la performance lorsque les sujets utilisaient au cours de la phase de récupération l'ESNM surale associée ou non à la compression. Dans les deux cas, cette amélioration de la performance était liée à une

augmentation des débits vasculaires artériels (mesures écho doppler au niveau de l'AFC) et veineux (mesures écho doppler au niveau de l'AFC) au niveau des MI. L'objectif de cibler le triceps sural au cours de la phase de récupération était d'obtenir un effet vasculaire systémique. En effet, le triceps sural est considéré comme le « cœur périphérique » (Meissner 2005) et sa mise en action favorise l'hémodynamique veineuse générale des MI. Cependant, dans nos deux études précédentes (étude n°1 et 2) comme dans la littérature, les effets centraux sur la FC de cette stimulation sont discordants.

En effet, on retrouve dans la littérature des études où l'utilisation de l'ESNM surale permet une diminution de la FC comme nous l'avons également montré dans l'étude n°1. Ainsi, Bieuzen et ses collaborateurs (Bieuzen et al. 2014) ont mis en place un protocole où quatorze sportives devaient réaliser une activité physique de haute intensité (test incrémental du YoYo), suivie d'une période de récupération de 15 minutes, puis à nouveau d'un test physique. La FC était monitorée tout au long de la phase de récupération. Le sujet testait trois méthodes de récupération différentes : récupération active (séance de pédalage à 40% de la puissance maximale aérobie), récupération passive (en position assise), ESNM surale (sujet assis, avec utilisation du Veinoplus Sport[®], une électrode par MI). La FC était statistiquement plus faible au cours de la phase de récupération lorsque l'ESNM surale était utilisée : effet presque certain (*almost certain effect*) si l'on compare récupération active et ESNM surale, effet probable (*likely effect*) si l'on compare récupération passive et ESNM surale.

A l'inverse, comme nous l'avons mis en évidence dans l'étude n°2, deux autres études n'ont pas mis en évidence d'effet de l'ESNM surale sur la FC. Dans l'étude d'Abraham (Abraham et al. 2013), une ESNM surale (Veinoplus[®]) a été mise en place chez quinze sujets souffrants d'artériopathie oblitérante des membres inférieurs. Les sujets étaient au repos en position assise, les deux électrodes étaient placées sur le même MI. Comme nous l'avons démontré dans les études n°1 et n°2, cette étude a mis en évidence une augmentation du débit artériel au niveau du MI stimulé. Aucun effet de l'ESNM surale sur la FC n'a été mis en évidence. En effet, la FC des sujets au repos était en moyenne de 69 ± 13 bpm, elle était de 69 ± 14 bpm au cours de la stimulation et de 69 ± 12 bpm après la stimulation. De la même manière, dans l'étude de Borne (Borne et al. 2016), aucun effet de l'ESNM surale sur la FC n'a été mis en évidence. Les auteurs ont comparé quatre situations : récupération passive, situation placebo (dispositif similaire au dispositif d'ESNM surale sans contraction effective du triceps

sural), ESNM surale (Veinoplus Sport[®]) et restriction du flux. Les sujets effectuaient des tests de pédalage à puissance maximale (Wingate test). Ils réalisaient trois tests consécutifs, puis ils bénéficiaient de 24 minutes de récupération (chaque sujet a testé les quatre modalités de récupération) puis un quatrième test Wingate était réalisé. Cette étude a mis en évidence une augmentation du débit artériel entrant au niveau du mollet évalué en pléthysmographie lors de la modalité ESNM surale. Aucune variation significative n'a été démontrée entre les quatre modalités de récupération sur la FC au cours des 24 minutes d'intervention.

Une autre étude (Broderick et al. 2010) utilisant l'ESNM surale a, quant à elle, démontré une augmentation de la FC lors de la stimulation par rapport à une situation de repos. Dans cette étude, dix sujets sains ont testé deux situations. Dans la première situation, les sujets restaient en position allongée pendant 4h sur un lit. Dans la seconde situation, les sujets étaient dans la même position, mais ils bénéficiaient cette fois-ci d'une ESNM surale (Duo-STIM muscle stimulator). Les résultats ont montré une augmentation du flux veineux au niveau de la veine poplitée dans la situation où le sujet bénéficiait de l'ESNM surale. Dans la situation de repos en position allongée sans stimulation, la FC diminuait par rapport à la FC pré test, alors que dans la situation de l'ESNM surale, la FC était maintenue à niveau plus élevé et cette différence était significative.

Compte tenu de ces discordances et comme cela a été proposé par Bieuzen et ses collaborateurs (Borne et al. 2016) en discussion (*Further investigation is needed to clarify the physiological impact of the limb blood flow modulation on the cardiac parameters*), nous avons décidé de mettre en place un protocole permettant d'explorer à la fois les effets vasculaires périphériques et centraux de l'ESNM surale. Cette étude s'est déroulée lors de la troisième année de thèse. Le design et les premiers résultats sont présentés ci-dessous. L'ensemble de ces résultats seront rediscutés et retravaillés avec les autres personnes qui ont participé à cette étude avant qu'un article ne soit rédigé puis soumis (S. Béliard, G. Ennequin, A. Thouvenot, S. Nottin, N. Tordi).

Objectifs et hypothèses

Les objectifs de cette étude étaient de mieux comprendre les effets de l'ESNM surale sur le système cardio vasculaire dans deux conditions de repos pré-exercice et post-exercice.

L'hypothèse concernant le réseau vasculaire périphérique était une augmentation à la fois du débit veineux et du débit artériel des MI (comme cela avait déjà été mis en évidence dans les études n°1 et 2), aussi bien en préexercice qu'en post-exercice, liée à l'activation de la

pompe veineuse surale. Sur le plan central, l'hypothèse en pré-exercice était une amélioration de la précharge cardiaque (volume télé-diastolique VTD) liée à l'amélioration du retour veineux. En appliquant ensuite la loi de Starling, cette meilleure précharge se traduirait par une augmentation du VES et une diminution de la FC pour un DC constant. En post exercice, le raisonnement est le même avec pour conséquence un retour plus rapide à une FC de repos avec l'ESNM surale.

Methodologie

Nous avons mis en place un essai contrôlé randomisé en cross over dans lequel nous avons inclus 18 sujets sains (tableau 5.11).

Sexe	Age (années)	Taille (cm)	Poids (kg)	Nombre d'heures de sport par semaine
5F, 13 H	51,0±9,9	174,9±8,3	72,7±10,9	3,7±1,4

Tableau 5.11 : Caractéristiques de la population de l'étude n°3

Chaque sujet a réalisé selon un ordre randomisé (randomisation équilibrée) deux sessions complètes (condition test et condition contrôle) avec une période de repos (wash out) de 35 minutes entre les deux sessions (tableau 5.16). Au cours de cette période, le sujet était assis au calme, dans une pièce isolée et il devait rester au repos (possibilité d'écouter de la musique ou de lire).

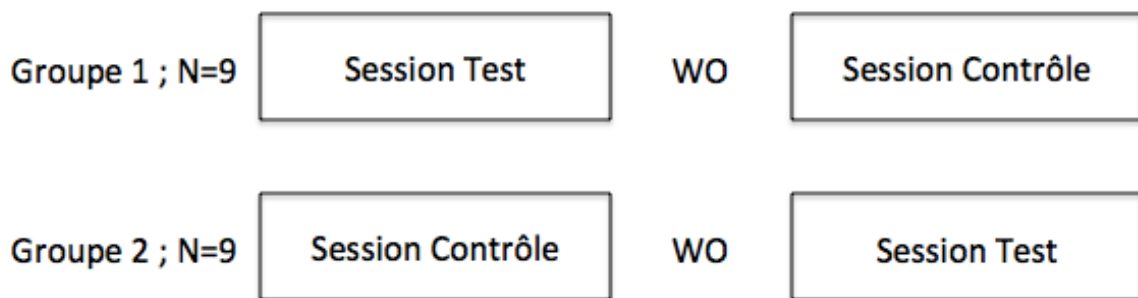


Figure 5.16 : Design de l'étude n°3 (étude contrôlée randomisée en cross over)

WO : wash out, période de repos de 35 minutes.

Le design de chaque session (test ou contrôle) était le suivant (figure 5.17) :

- 15 minutes au repos en position semi-allongée (figure 5.18).
- 5 minutes d'exercice physique sur un cyclo ergomètre avec un objectif de FC proche de 60% de la FC max théorique (calculée à partir de la formule $FC \text{ max théorique} = 220 - \text{âge}$). Nous avons choisi ce protocole issu des travaux de Buchheit et ses collègues (Buchheit et al. 2010) dans le but d'obtenir une activité physique reproductible, non dangereuse, permettant une levée de l'action du système parasympathique et l'absence d'accumulation de métabolites.
- 15 minutes au repos en position semi-allongée.

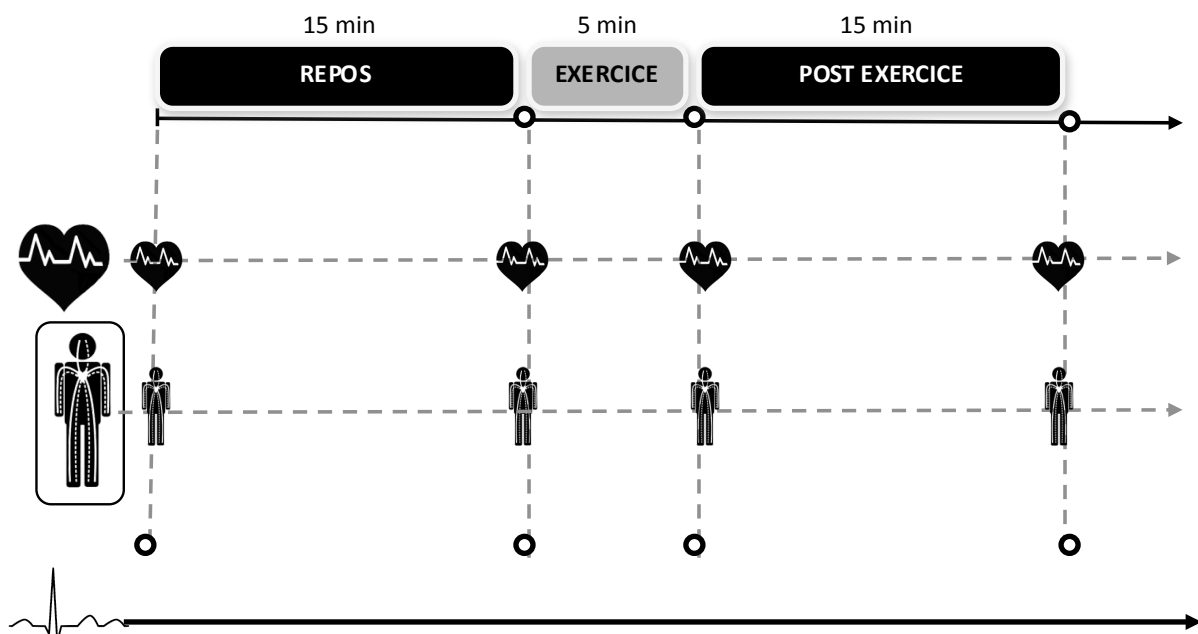




Figure 5.17 : Design de l'étude n°3


REPOS : sujet au repos en position semi-allongée, 15 min

EXERCICE : activité de pédalage à 60% de la FC Max théorique, 5 min

POST-EXERCICE : sujet au repos en position semi-allongée, 15 min

 : échographie transthoracique (VES, DC)

 : évaluation du débit sanguin (artériel DA et veineux DV) des MI

 : mesure de la fréquence cardiaque FC tout au long de la session.

Dans la condition test, le sujet était équipé du système d'ESNM surale Veinoplus Sport[®] pendant la période pré-exercice et pendant la période post exercice. Comme nous l'avons déjà décrit dans la partie « Outils et méthodes », une électrode était appliquée sur chaque

mollet, et le seuil d'intensité répondait aux deux critères suivants : contraction musculaire induite visible et stimulation en deçà du seuil douloureux. Dans la condition de contrôle, le sujet était équipé par un dispositif placebo. Ce dispositif a été également décrit dans la partie « Outils et méthodes », il est en tout point similaire au dispositif Veinoplus Sport[®], mais il n'entraîne pas de contraction du triceps sural.

Les paramètres évalués étaient les suivants :

- Mesure écho doppler du DA au niveau de l'AFC au repos en pré-exercice (début de la phase de repos et après 15 minutes de repos) et en post-exercice (post-exercice immédiat et après 15 minutes de repos en post-exercice).
- Mesure écho doppler du DV au niveau de la VFC au repos en pré-exercice (début de la phase de repos et après 15 minutes de repos) et en post-exercice (post-exercice immédiat et après 15 minutes de repos en post-exercice).
- Echographie trans-thoracique ETT (évaluation du VES et du DC) au repos en pré-exercice (début de la phase de repos et après 15 minutes de repos) et en post-exercice (post-exercice immédiat et après 15 minutes de repos en post-exercice).
- Monitoring continu de la FC pendant toute la durée des deux sessions.



Figure 5.18 : Position semi-allongée du sujet lors des périodes de repos (T. Lussiana, Volodalen)

Analyse statistique

Pour chaque paramètre (DA, DV, VES, DC, FC), deux analyses ont été réalisées : une première analyse permettant la comparaison des effets de la condition test à la condition contrôle au repos en pré-exercice et une seconde analyse permettant la comparaison des effets de la condition test à la condition contrôle en post-exercice.

Pour l'analyse en pré-exercice, nous avons calculé le delta entre la valeur mesurée après 15 minutes au repos dans la condition test et dans la condition contrôle avec la valeur de repos de référence. **Cette valeur de repos de référence correspond à la moyenne des valeurs mesurées au début de la phase de repos dans les deux conditions.**

Pour l'analyse en post-exercice, nous avons calculé le delta entre la valeur mesurée après 15 minutes au repos en post-exercice dans la condition test et dans la condition contrôle avec la valeur en post-exercice immédiat de référence. **Cette valeur en post-exercice immédiat de référence correspond à la moyenne des valeurs mesurées immédiatement après l'exercice dans les deux conditions.**

Nous avons ensuite effectué :

- D'une part, une comparaison des deltas dans la condition test et dans la condition contrôle à l'aide d'un test t sur séries appariées (N=18) où le sujet est son propre témoin, après s'être assuré de la normalité de la distribution des données. Cette analyse nous permet d'évaluer les effets de la condition (condition contrôle versus condition test).
- D'autre part, une analyse entre le groupe 1 et le groupe 2 a été réalisée pour comparer les deltas au repos et en post-exercice pour la condition test à l'aide d'un test t sur séries indépendantes (N=9) et de même pour la condition contrôle (N=9), après s'être assuré de la normalité de la distribution des données. Cette analyse nous permet de déterminer s'il y a un effet ordre (ordre de passage test, puis contrôle versus contrôle, puis test).

Résultats

La première partie des résultats présente l'évaluation de l'effet condition pour les différents paramètres mesurés.

Débit artériel en ml/min

La répétabilité de l'opérateur a été vérifiée, aucune différence significative ($p < 0,05$) n'a été mise en évidence entre les mesures répétées (même sujet, même temps de mesure).

L'évolution du DA dans la condition test (ESNM surale) et dans la condition contrôle (dispositif placebo) aux différents points de mesure de chaque session (Repos initial, Repos 15 min, Post-exercice immédiat, Post-exercice 15 min) est représentée sur la figure 5.19.

En pré-exercice il n'existe pas de différence significative ($p = 0,12$) lorsque l'on compare le delta entre la 15^{ème} minute de repos et la valeur de repos de référence dans le groupe test par rapport au groupe contrôle. En post-exercice, il existe une différence significative ($p=0,02$) lorsque l'on compare le delta entre la 15^{ème} minute de repos et la valeur de repos de référence dans le groupe test par rapport au groupe contrôle. Il existe une diminution du débit entre la mesure de référence en post-exercice immédiat et la valeur après 15 min de repos en post-exercice : cette diminution du débit est moindre dans le groupe test (-26,8%), par rapport au groupe contrôle (-46,8%).

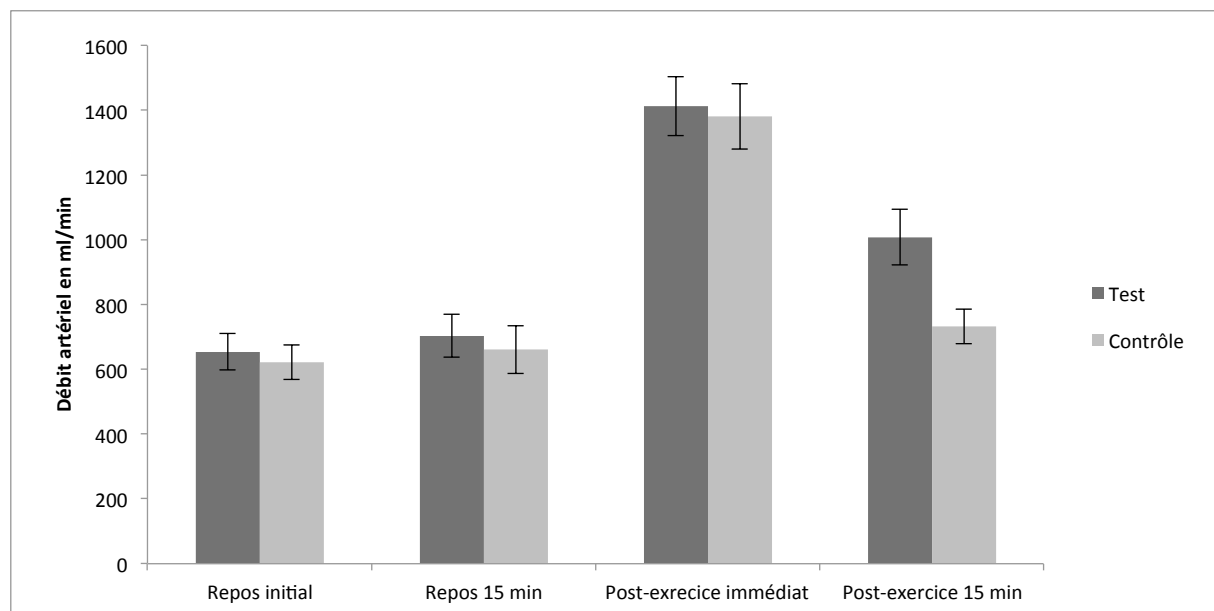


Figure 5.19 : Débit artériel (ml/min), évolution du débit artériel au repos (repos initial et repos 15 min) et en post-exercice (post-exercice immédiat et post-exercice 15 min) après la réalisation de 5 minutes de pédalage dans la condition test et dans la condition contrôle.

Débit veineux en ml/min

La répétabilité de l'opérateur a été vérifiée, aucune différence significative ($p < 0,05$) n'a été mise en évidence entre les mesures répétées (même sujet, même temps de mesure).

L'évolution du DV dans la condition test (ESNM surale) et dans la condition contrôle (dispositif placebo) aux différents points de mesure de chaque session (repos initial, repos 15 min, post-exercice immédiat, post-exercice 15 min) est représentée sur la figure 5.20. En pré-exercice, il existe une différence significative ($p = 0,009$) lorsque l'on compare le delta entre la 15^{ème} minute de repos et la valeur de repos de référence dans le groupe test par rapport au groupe contrôle. Il existe une augmentation de 10,2% du débit entre la mesure de référence au repos initial et la valeur après 15 minutes de repos avec l'ESNM (groupe test) alors que dans le groupe contrôle, il existe une diminution de 12,3%. En post-exercice, il existe une différence significative ($p=0,02$) lorsque l'on compare le delta entre la 15^{ème} minute de repos et la valeur de repos de référence dans le groupe test par rapport au groupe contrôle. Il existe une diminution du débit entre la mesure de référence en post-exercice immédiat et la valeur après 15 min de repos en post-exercice. Cette diminution du débit est moindre dans le groupe test (-22,9%), par rapport au groupe contrôle (-43,3%).

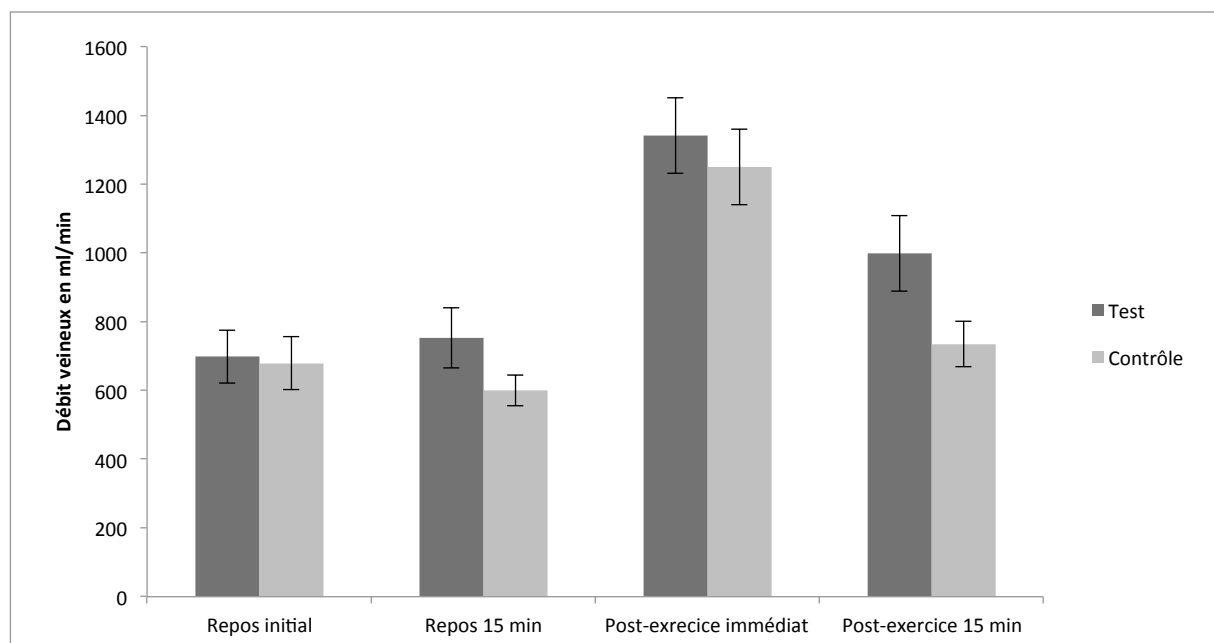


Figure 5.20 : Débit veineux (ml/min), évolution du débit veineux au repos (repos initial et repos 15 min) et en post-exercice (post-exercice immédiat et post-exercice 15 min) après la réalisation de 5 minutes de pédalage dans la condition test et dans la condition contrôle.

Volume d'éjection systolique en ml

La répétabilité de l'opérateur a été vérifiée, aucune différence significative ($p < 0,05$) n'a été mise en évidence entre les mesures répétées (même sujet, même temps de mesure).

L'évolution du VES dans la condition test (ESNM surale) et dans la condition contrôle (dispositif placebo) aux différents points de mesure de chaque session (repos initial, repos 15 min, post-exercice immédiat, post-exercice 15 min) est représentée sur la figure 5.21. En pré-exercice, il n'existe pas de différence significative ($p = 0,48$) lorsque l'on compare le delta entre la 15^{ème} minute de repos et la valeur de repos de référence dans le groupe test par rapport au groupe contrôle. En post-exercice, il n'existe pas de différence significative ($p=0,64$) lorsque l'on compare le delta entre la 15^{ème} minute de repos post-exercice et la valeur référence en post-exercice immédiat dans le groupe test par rapport au groupe contrôle.

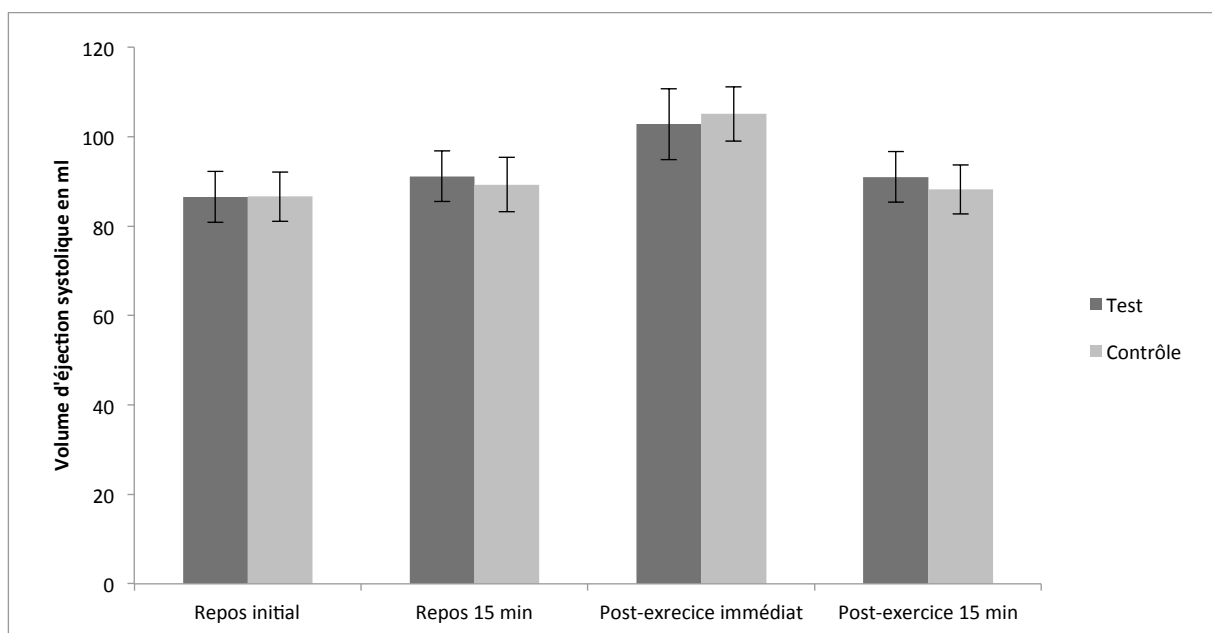


Figure 5.21 : Volume d'éjection systolique (ml), évolution du volume d'éjection systolique au repos (repos initial et repos 15 min) et en post-exercice (post-exercice immédiat et post-exercice 15 min) après la réalisation de 5 minutes de pédalage dans la condition test et dans la condition contrôle.

Fréquence cardiaque en bpm

L'évolution de la FC dans la condition test (ESNM surale) et dans la condition contrôle (dispositif placebo) aux différents points de mesure de chaque session (repos initial, repos 15 min, post-exercice immédiat, post-exercice 15 min) est représentée sur la figure 5.22.

En pré-exercice, il n'existe pas de différence significative ($p = 0,56$) lorsque l'on compare le delta entre la 15^{ème} minute de repos et la valeur de repos de référence dans le groupe test par rapport au groupe contrôle. En post-exercice, il n'existe pas de différence significative ($p=0,53$) lorsque l'on compare le delta entre la 15^{ème} minute de repos post-exercice et la valeur référence en post-exercice immédiat dans le groupe test par rapport au groupe contrôle.

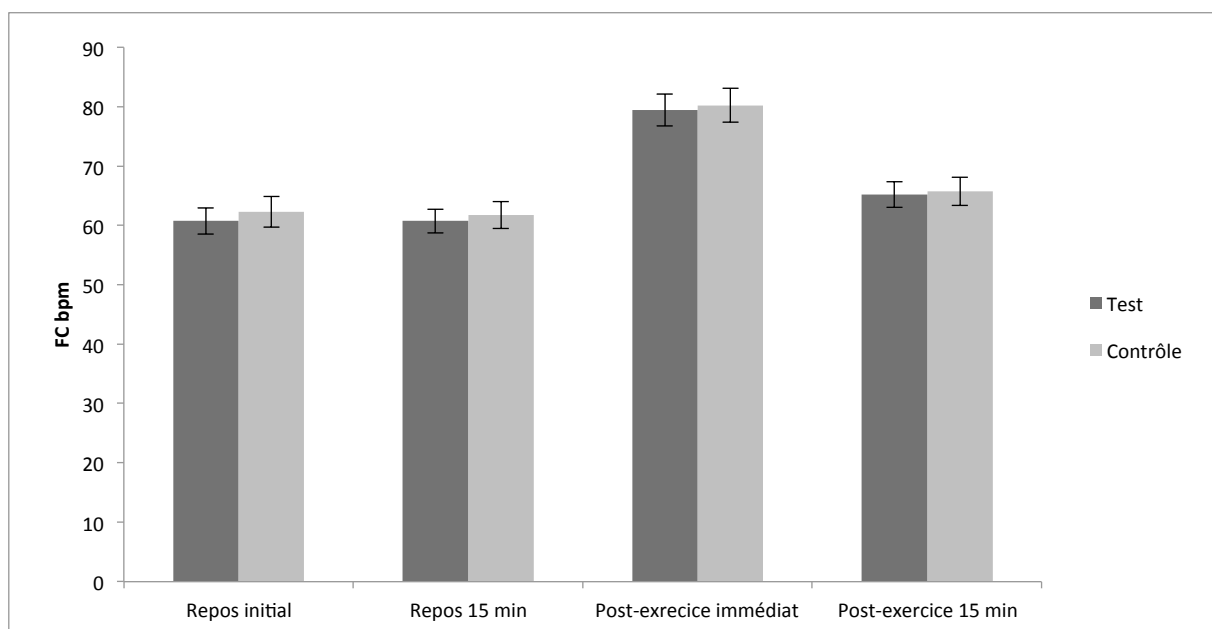


Figure 5.22 : Fréquence cardiaque (bpm), évolution de la fréquence cardiaque au repos (repos initial et repos 15 min) et en post-exercice (post-exercice immédiat et post-exercice 15 min) après la réalisation de 5 minutes de pédalage dans la condition test et dans la condition contrôle.

Débit cardiaque en l/min

La répétabilité de l'opérateur a été vérifiée, aucune différence significative ($p < 0,05$) n'a été mise en évidence entre les mesures répétées (même sujet, même temps de mesure).

L'évolution du DC dans la condition test (ESNM surale) et dans la condition contrôle (dispositif placebo) aux différents points de mesure de chaque session (repos initial, repos 15 min, post-exercice immédiat, post-exercice 15 min) est représentée sur la figure 5.23. En pré-exercice, il n'existe pas de différence significative ($p = 0,43$) lorsque l'on compare le delta entre la 15^{ème} minute de repos et la valeur de repos de référence dans le groupe test par rapport au groupe contrôle. En post-exercice, il n'existe pas de différence significative ($p = 0,56$) lorsque l'on compare le delta entre la 15^{ème} minute de repos post-exercice et la valeur référence en post-exercice immédiat dans le groupe test par rapport au groupe contrôle.

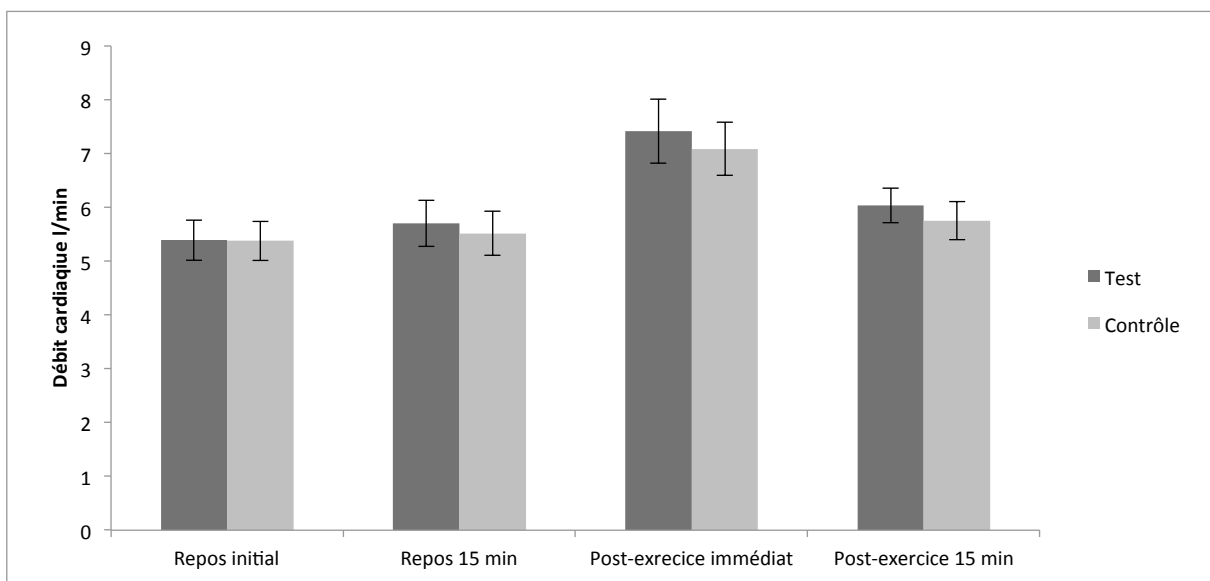


Figure 5.23 : Débit cardiaque (l/min), évolution du débit cardiaque au repos (repos initial et repos 15 min) et en post-exercice (post-exercice immédiat et post-exercice 15 min) après la réalisation de 5 minutes de pédalage dans la condition test et dans la condition contrôle.

La recherche d'un effet ordre a été effectuée pour l'ensemble des paramètres. Aucune différence significative n'a été mise en évidence ($p > 0,05$) entre le groupe 1 et le groupe 2 aussi bien pour les mesures au repos que pour les mesures en post-exercice.

Discussion

Les résultats de cette étude indiquent que l'ESNM surale entraîne des modifications de la perfusion des MI. Cet effet est significatif sur le DV à la fois au repos et en post exercice et uniquement en post exercice sur le DA. Ces résultats sont en accord avec ceux obtenus dans nos deux premières études (études n°1 et 2) et avec la littérature concernant l'ESNM surale. En effet, une augmentation du DA (Abraham et al. 2013; Borne et al. 2016) et du DV (Griffin et al. 2010; Lyons et al. 2002; Izumi et al. 2010) a été démontrée lors de l'utilisation de l'ESNM surale. L'activation de la pompe veineuse surale par l'ESNM est la principale hypothèse permettant d'expliquer l'augmentation du DV au niveau des MI (Griffin et al. 2010). Les hypothèses proposées pour expliquer l'augmentation du DA et du DV ont été développées dans la discussion des études 1 et 2. Dans l'étude n°3, l'augmentation du DA est significative en post-exercice uniquement, cette situation se rapproche des conditions des études n°1 et 2 et de l'étude de Borne et ses collaborateurs (Borne et al. 2016). En effet, dans toutes ces études, l'ESNM surale était utilisée dans des conditions de récupération post-exercice. Dans l'étude d'Abraham (Abraham et al. 2013), l'augmentation du DA était également significative en dehors de tout exercice physique. Dans la situation de repos pré-exercice, on retrouve une augmentation plus importante du delta entre le débit veineux après 15 minutes de repos (augmentation de 10,2%) par rapport à la condition test (augmentation de 3,6%) ; cependant, cette différence n'est pas statistiquement significative ($p > 0,05$). Cette absence de significativité peut être liée à la grande variabilité interindividuelle à l'ESNM surale : en effet, Abraham a décrit des augmentations de DA allant de + 27% à + 700% chez des sujets présentant une artériopathie oblitérante des membres inférieurs (Abraham et al. 2013). En post exercice, en revanche, la diminution du DA est significativement moins importante dans la condition ESNM surale par rapport au placebo : cela peut être intéressant pour la planification de l'utilisation de l'ESNM surale chez le patient artériopathe. En effet, dans le cadre de la prise en charge de l'AOMI, il est recommandé au patient en première intention de marcher (Gerhard-Herman et al. 2016), et l'ESNM surale est une thérapeutique complémentaire qui peut être proposée. D'après nos résultats, nous pouvons émettre l'hypothèse que si celle-ci est utilisée après un exercice de marche, cela prolongera l'augmentation du DA au niveau des MI et cela pourra contribuer à l'amélioration des effets thérapeutiques (augmentation du shear stress, stimulation de

facteurs de croissances endothéliaux, augmentation de la capillarisation musculaire, amélioration des capacités oxydatives des cellules musculaires).

Contrairement aux hypothèses émises avant la réalisation de cette étude, aucun effet de l'ESNM surale n'a été mis en évidence sur les paramètres cardiovasculaires centraux évalués VES, FC et DC. Ainsi, aussi bien au repos qu'en post-exercice, il n'existait pas de différence significative concernant ces paramètres entre la situation test et la situation contrôle. Nous pouvons proposer deux hypothèses pour expliquer cette absence de différence mise en évidence. Tout d'abord, dans notre étude nous n'avons pas monitoré la circulation veineuse entre les MI et l'atrium droit (réseau veineux du pelvis, réseau veineux mésentérique, porte, splanchnique). Or, ces territoires peuvent jouer un rôle « capacitif » sur le sang qui revient des MI (Miller et al. 2005). Ainsi, le territoire splanchnique est un « réservoir tampon » qui peut contenir 800 à 1800 ml de sang selon les conditions (Jacobsohn et al. 1997). Ce territoire sert de réserve de volume au cœur droit et peut être sollicité dans différentes conditions physiologiques (adaptations posturales) ou pathologiques (hypovolémie liée à une hémorragie par exemple). L'importante innervation sympathique des veines du territoire splanchnique permet une mobilisation rapide du volume par l'intermédiaire d'une vasoconstriction importante (Rowell 1990). Dans notre étude, les deux conditions testées sont des conditions stables de repos en position semi-allongée (pré et post-exercice à intensité modérée) ; dans ces conditions, la sollicitation du volume de réserve du territoire splanchnique n'est peut-être pas nécessaire, ce qui pourrait expliquer l'absence d'impact de l'ESNM surale sur les paramètres centraux. Des études réalisées chez les sujets blessés médullaires indiquent également que les adaptations de la pression veineuse centrale et du remplissage cardiaque peuvent s'effectuer sans la participation et la mobilisation du secteur veineux des MI (Wecht et al. 2003). Une autre hypothèse permettant d'expliquer l'absence d'effet de la condition sur le VES, la FC et le DC pourrait être liée à la demande métabolique. En effet, le moteur des adaptations cardiovasculaires est la demande en oxygène. Dans les deux situations (ESNM surale et placebo), il existe une demande métabolique qui doit être sensiblement la même (repos pré-exercice, exercice standardisé puis repos post-exercice), et l'augmentation de l'apport en oxygène au niveau tissulaire liée à l'ESNM surale ne doit pas être suffisante pour avoir un impact sur le DC. Par ailleurs, la grande variabilité interindividuelle concernant le VES, la FC et le DC ainsi que la position des sujets lors de la manipulation (position semi-allongée, adaptations cardiovasculaires différentes en position

assise), sont des paramètres qui ont également pu avoir une incidence sur l'absence de différence mise en évidence sur la FC cardiaque notamment alors que certaines études ont montré des résultats différents (diminution (Bieuzen et al. 2014) ou augmentation (Broderick et al. 2010) de la FC).

L'absence d'effet ordre indique que la période de wash out de 35 min au repos mise en place est suffisante pour revenir à un état initial pour les paramètres évalués.

D'autres études sont nécessaires afin de mieux comprendre l'impact de l'ENSM surale sur les paramètres cardiovasculaires centraux, avec dans la mesure du possible l'évaluation du territoire veineux splanchnique, la consommation en oxygène, la saturation en oxygène tissulaire et les variations posturales.

Conclusion

Cette étude confirme l'augmentation du débit vasculaire périphérique (DA et DV) au niveau des MI lors de la stimulation du triceps sural à l'aide d'un dispositif d'ESNM. Aucun effet n'a été mis en évidence sur les paramètres cardiovasculaires centraux (VES, FC et DC).

5.3.2 ETUDE N°4

Protocole VARISPORT : effets de la pratique sportive intensive sur les varices des membres inférieurs

Aucune étude n'a évalué de manière isolée les effets de la pratique d'une activité sportive de manière intensive sur l'état veineux d'un sujet. L'objectif de ce travail est donc d'évaluer les effets de la pratique sportive intensive pendant une durée d'au moins 8h par semaine (Rochcongar et Monod 2009) depuis plus de 6 mois sur la prévalence des varices.

Nous avons mis en place une étude cas témoin permettant de comparer deux populations, les sujets inclus dans le groupe test étant exposés au facteur « sport intensif » comme il a été défini dans le chapitre méthode ; la population du groupe contrôle est appariée sur la population du groupe test sur les critères âge, sexe, IMC et par ailleurs, cette population n'est pas exposée au facteur « sport intensif ». Le critère de jugement principal est la fréquence des varices dans les deux populations.

Analyse descriptive des résultats intermédiaires

Actuellement, 96 sujets ont été inclus dans le groupe « sport intensif » (19 femmes et 77 hommes), et 50 sujets ont été inclus dans le groupe « contrôle » (18 femmes, 32 hommes). Les caractéristiques des deux populations sont intégrées au tableau 5.12.

	Groupe test	Groupe contrôle
Sexe	19 (F), 77 (H)	18 (F), 32 (H)
Age (années)	39,9 ± 17,6	41,6 ± 10,8
Taille (cm)	175,0 ± 9,2	170,6 ± 9,0
Poids (kg)	68,7 ± 11,5	68,9 ± 9,8
Index de masse corporelle (kg/m ²)	22,4 ± 2,8	23,5 ± 3,5

Tableau 5.12 : Caractéristiques des deux populations (groupe sport intensif et groupe contrôle) de l'étude n°4

Les sports représentés dans le groupe « sport intensif » sont la course à pied (44%), le cyclisme (32%), le triathlon (5%), la natation (5%), et pour moins de 5% le rugby, le football, le crosfitt, le handball, le volleyball et la marche nordique.

Les résultats concernant les mesures des veines superficielles et profondes sont présentés dans le tableau 5.13.

	Groupe sport intensif	Groupe contrôle
Calibre veine grande saphène (mm)	4,10 ± 1,30	4,06 ± 0,93
Calibre veine petite saphène (mm)	2,91 ± 0,97	2,60 ± 0,81
Calibre tributaire variqueuse (mm)	5,13 ± 2,28	3,80 ± 0,83
Calibre veine poplitée (mm)	11,14 ± 1,90	9,66 ± 2,08
Calibre veine gastrocnémienne (mm)	6,17 ± 1,65	5,52 ± 1,43

Tableau 5.13 : Calibre des veines étudiées (mm) dans le groupe sport intensif et dans le groupe contrôle

Une analyse descriptive retrouve actuellement deux populations assez homogènes sur le plan de l'âge et des paramètres morphologiques. Le score de Carpentier est plus élevé dans le groupe contrôle alors que la classification clinique de la CEAP est plus élevée dans le groupe test avec un pourcentage plus important de sujet atteint d'une incontinence veineuse (12% groupe sport intensif versus 5% contrôle). Le calibre de l'ensemble des veines est plus important dans le groupe sport intensif aussi bien pour les veines profondes, que pour les veines superficielles (VGS, VPS et tributaires variqueuses).

Globalement, les veines semblent donc plus dilatées dans la population exposée au facteur sport intensif, avec une fréquence plus importante d'incontinence veineuse. En revanche, le score de Carpentier est plus faible chez les sportifs intensifs, ce qui traduit une moindre symptomatologie de la MVC chez le sujet sportif intensif. A ce stade, l'interrogation reste complète pour savoir si cette dilatation veineuse plus importante dans la population de sportifs intensifs doit être considérée comme une adaptation physiologique sans lien avec la MVC (signes cliniques, symptômes) ou au contraire si cette dilatation veineuse doit être considérée comme étant pathologique.

6 DISCUSSION GENERALE ET CONCLUSIONS

La problématique générale de ce travail de thèse portait sur le secteur veineux et plus précisément sur les liens entre l'activité physique et le réseau veineux. Le constat initial était la pauvreté de la littérature dans ce domaine avec notamment une très large inégalité entre le système veineux d'une part, et le cœur ou le système artériel, d'autre part. L'objectif des travaux menés était donc de mieux comprendre les adaptations du système veineux liées à l'activité physique en aigu et en chronique chez le sujet sain et chez le sujet atteint d'une pathologie veineuse.

- Chez le sujet sain, nous nous sommes principalement intéressés au réseau veineux au cours de la phase de récupération post-exercice. Pour cela, nous avons tout d'abord, évalué à l'aide de la pléthysmographie à jauge de contrainte le comportement de la pompe veineuse surale en post-exercice immédiat et à 48h après une course à pied sur tapis roulant de 40 minutes (Beliard et al. 2014). Les autres travaux chez le sujet sain ont été dédiés à l'évaluation des effets de méthodes dites de récupération. Ces méthodes ont pour objectif d'accélérer la cinétique de la phase de récupération afin de diminuer le temps nécessaire pour que les différents paramètres modifiés par l'exercice rejoignent les valeurs pré-exercices. Nous avons ainsi réalisé une revue de littérature sur les dispositifs de compression dédiés à l'activité physique afin de mieux comprendre les effets de ces dispositifs (pendant l'effort et en récupération) et de rechercher si une relation dose-effet pouvait être mise en évidence (Beliard et al. 2015). L'immersion est également une méthode de récupération utilisée par les sportifs, nous avons testé les effets de différentes modalités d'immersion (eau tempérée, eau froide, alternance eau tempérée/eau froide) sur le réseau veineux (Beliard et al. 2017). Par ailleurs, deux protocoles ont été dédiés à l'étude de l'impact de l'ESNM surale sur les performances lorsque cette modalité est utilisée dans un contexte de courte phase de récupération entre des exercices fatigants. Ainsi, nous avons évalué les effets de l'ESNM surale associée à la compression versus récupération passive dans le cadre d'une simulation de journée de compétition de gymnastique aérobic avec un enchaînement de plusieurs routines à haute intensité (étude n°1) et les effets de l'ESNM surale versus placebo pendant la

mi-temps d'une simulation de match de football (étude n°2). Dans les deux cas, les paramètres étudiés étaient principalement des paramètres de performance et des paramètres vasculaires. Enfin, un troisième protocole utilisant l'ESNM surale était focalisé sur les effets vasculaires périphériques et centraux de l'ESNM surale au repos et en post-exercice (exercice de pédalage de 5 minutes à intensité moyenne 60% de FC Max).

- Le deuxième versant de ce travail s'intéressait aux effets de l'activité physique sur la maladie veineuse chronique et réciproquement aux effets de la maladie veineuse chronique sur la réalisation d'une activité physique. Deux travaux ont été menés sur cette thématique. Le premier était une réflexion sur les conséquences de la MVC sur la réalisation d'une activité physique. Nous avons étudié la claudication veineuse en nous basant sur une situation clinique rencontrée dans la pratique de médecine vasculaire. L'objectif de ce travail était de construire un raisonnement permettant de mieux connaître, mieux détecter et ensuite mieux prendre en charge les patients présentant ce symptôme. Le second travail est une étude cas témoin qui est en cours de réalisation et dont le but est de rechercher un lien entre la pratique chronique d'une activité physique intensive (plus de 8h/semaine) et la prévalence des varices.

Principaux résultats :

- Le volume des mollets n'est pas significativement augmenté en post-exercice immédiat (ni à 48h) après une course à pied de 40 minutes sur tapis. Cette donnée est en accord avec les résultats rapportés après un exercice de course à pied de 20 minutes sur tapis (Stick, Jaeger, et Witzleb 1992) et un exercice de pédalage de 17 minutes avec une température environnementale de 36°C (Stick et al. 1993). Cependant, d'autres études ont mis en évidence une augmentation du volume du mollet en post-exercice immédiat (Société française de phlébologie et al. 1995; Millet et al. 2011) ou au contraire une diminution du volume du mollet en post-exercice immédiat (Stick et al. 1990; Stick et al. 1993). Nos résultats (absence de variation du volume du mollet) sont applicables dans la situation où ils ont été testés, c'est-à-dire après une course à pied de 40 minutes sur tapis dans des conditions de température environnementale standardisées en laboratoire (20-21°C). Au vu de la littérature, plusieurs facteurs semblent pouvoir avoir un impact sur le volume du mollet (et sur le

volume des veines des MI) en post-exercice immédiat ; ainsi, la durée de l'activité physique (80km marche) (Société française de phlébologie et al. 1995), le dénivelé positif et négatif lors d'une épreuve de course à pied (Tor des Géants) (Millet et al. 2011) et la température environnementale au moment de la réalisation de l'exercice physique (Stick et al. 1993) sont des paramètres importants qui pourront avoir des effets à la fois musculaires (fatigue, lésions musculaires en lien avec le type de contraction notamment impact des contractions excentriques) et vasculaires (adaptations à l'exercice, thermorégulation). Ces paramètres nécessitent des explorations complémentaires.

- La pompe veineuse surale garde son efficacité après un exercice de course à pied de 40 minutes. Cela se traduit sur le plan hémodynamique par l'absence de différence significative entre la fraction de volume résiduel au niveau du mollet (obtenue en réalisant 10 mouvements de flexion-extension sur la pointe des pieds) avant et après l'activité physique (pléthysmographie dynamique). Aucune autre étude n'a testé l'efficacité de la pompe veineuse surale en post exercice immédiat. Cependant, ce résultat va à l'encontre des hypothèses émises par plusieurs auteurs qui imaginaient une insuffisance veineuse fonctionnelle transitoire après la réalisation d'un exercice physique en lien avec une surcharge hydraulique (Couzan et al. 2006; Couzan et Prüfer 1999b) et qui proposaient en réponse à ce phénomène le port de dispositifs de compression pour compenser une éventuelle défaillance (Couzan et Prüfer 1999a). A partir des résultats de notre étude, nous avons considéré les dispositifs de récupération non pas comme des éléments visant un rétablissement de la fonction veineuse en post-exercice (celle-ci n'étant pas altérée), mais plutôt comme des éléments permettant de stimuler la fonction veineuse au repos. C'est dans ce sens que nous avons ensuite testé différentes méthodes de récupération.
- L'activation de la pompe veineuse surale lors de l'ESNM (+/- associée au port de dispositifs de compression, étude n°1) permet une augmentation du débit veineux au niveau de la VFC et une augmentation du débit artériel au niveau de l'AFC (études n°1, n°2 et n°3). Ces données viennent confirmer des résultats similaires décrits pour le versant veineux (Griffin et al. 2010) et pour le versant artériel (Borne et al. 2016).
- L'utilisation en post-exercice de dispositifs de récupération permettant l'amélioration de l'hémodynamique veineuse a un effet positif sur la performance. Cette donnée a

été mise en évidence dans le cadre de la revue de littérature réalisée sur l'utilisation des dispositifs de compression dans le cadre de la pratique sportive (Beliard et al. 2015), et également dans le cadre des études n°1 et n°2 au cours desquelles les effets de l'association ESNM surale + compression et les effets de l'ESNM surale seule ont été testés. Pour ces dernières, il est intéressant de constater que les effets positifs sur la performance ont été mis en évidence pour deux exercices présentant des caractéristiques très différentes avec, d'une part, lors de l'étude n°1, la répétition de routines de gymnastique aérobic (exercice intensif d'une durée de 90s) et d'autre part, lors de l'étude n°2, une mi-temps de match de football (alternance de courses à différentes intensités sur une durée de 40 minutes, protocole SAFT⁹⁰ adapté à la catégorie d'âge des sujets de l'étude). La compression et l'ESNM surale permettent une amélioration de la perfusion musculaire (apport / drainage) ; ce phénomène semble être un élément essentiel de la phase de récupération post-exercice. En effet, un effet bénéfique a été montré sur la restauration des capacités musculaires aussi bien après une sollicitation brève et intensive (prédominance de la filière anaérobie lactique) qu'après une situation plus longue avec une intensité variable (activité d'endurance avec prédominance de la filière aérobie). Ces résultats sont en accord avec les autres données de la littérature aussi bien concernant les effets de la compression lors de la phase de récupération (Macrae et al. 2011), que des effets de l'ESNM surale (Borne et al. 2016). Des études complémentaires sont nécessaires pour tenter de mettre en évidence une relation dose-effet concernant ces deux méthodes de récupération. En effet, actuellement, la littérature ne permet pas de répondre à cette question aussi bien pour l'ESNM surale (Babault et al. 2011) que pour la compression (Beliard et al. 2015).

- Les adaptations locales du système veineux n'aboutissent pas toutes à des adaptations systémiques à l'échelle de l'organisme. C'est ainsi que dans l'étude n°3, les effets périphériques veineux et artériels de l'ESNM surale ont été démontrés (augmentation du débit veineux et augmentation du débit artériel des MI), sans effet systémique sur la FC, le DC et le VES. Au contraire, dans l'étude n°1, l'optimisation du retour veineux au niveau des MI à l'aide de l'association dispositifs de compression et ESNM surale était corrélée à une décroissance plus rapide de la FC en post-exercice immédiat. Cette divergence entre les effets sur l'hémodynamique des MI et les

conséquences au niveau central est également retrouvée dans la littérature (Bieuzen et al. 2014; Abraham et al. 2013; Broderick et al. 2008). Le réseau splanchnique (non exploré dans ces études), du fait de ses propriétés spécifiques (innervation sympathique, capacités vasomotrices), est probablement à l'origine de ces différences. Les investigations concernant les propriétés du système veineux splanchnique ont été principalement réalisées dans le secteur médical de l'anesthésie-réanimation (Gelman 2008) afin de mieux comprendre les mécanismes mis en place par l'organisme lors d'une hypovolémie (hémorragie, anesthésie, chirurgie) ou dans le cadre des vols spatiaux (Louisy et al. 1995) pour explorer le phénomène d'hypotension orthostatique. Un rôle capacitif tampon se traduisant par la possibilité de mobiliser rapidement un volume de sang veineux important en direction du cœur droit, a été attribué à ce secteur (Gelman 2008). Ainsi, la pression veineuse centrale serait principalement ajustée par le territoire splanchnique par l'intermédiaire de ce que les médecins anesthésistes nomment le *stressed volume* et qui correspond à un volume sanguin de réserve qui est rapidement mobilisable. Les interactions avec le retour veineux des membres inférieurs et les adaptations au cours de l'exercice et après l'exercice ne sont pas complètement décrites dans la littérature et nécessitent des explorations complémentaires. Un monitoring complet des différents secteurs serait intéressant dans le but de comprendre les répartitions des volumes vasculaires entre le cœur, le système artériel, le système veineux périphérique des membres et le système veineux splanchnique. Une analyse concomitante de l'ensemble de ces secteurs au repos, et dans différentes conditions comme les changements de position (tilt test), l'exercice physique (limitations de la possibilité des explorations), la phase de récupération post-exercice, l'immersion, l'ESNM surale, permettrait une réflexion globale autour des adaptations cardiovasculaires.

- Dans le cadre de l'immersion des MI jusqu'à la taille, les comportements des veines du réseau superficiel et du réseau profond des MI sont différents sous l'effet de la température de l'eau (Beliard et al. 2017). Ainsi, la température influence directement la section de la VGS (réseau veineux superficiel des MI) ; en effet, nous avons mis en évidence une augmentation de la section lors de l'immersion en eau tempérée, une diminution de la section lors de l'immersion en eau froide et

l'absence de différence de calibre lors de l'immersion contrastée. Les veines du réseau superficiel (notamment la VGS) des MI bénéficient d'une abondante innervation sympathique, et leur paroi comporte de nombreux récepteurs α_1 et α_2 adrénergiques (Gelman 2008). Ceci pourrait expliquer les modifications de calibre en réponse aux variations de température. A l'inverse, l'immersion entraîne une augmentation de la section de la VFC (réseau veineux profond des MI) quelle que soit la température de l'eau. La localisation des veines du réseau veineux profond au sein des masses musculaires ou entre ces masses musculaires (« isolement thermique ») et leur moindre innervation sympathique sont probablement à l'origine des différences mises en évidence entre réseau veineux profond et superficiel.

- La claudication veineuse est un symptôme mal connu des médecins (Delis et al. 2004). Elle se traduit par une douleur profonde d'abord sourde, puis tensile, puis constrictive, du mollet ou de la cuisse, culminant en impotence fonctionnelle. À l'inverse de la claudication artérielle, elle ne cède pas immédiatement à l'arrêt de l'effort (15-20 min). Elle ne cède bien qu'en position de vidange veineuse (Becker 2006). Les hypothèses physiopathologiques proposées par les différents auteurs ayant exploré ce symptôme dans le cadre du SPT sont une illustration de l'interdépendance entre le réseau veineux, la microcirculation et le réseau artériel au niveau des MI. En effet, des études se basant sur des explorations hémodynamiques font le lien entre l'hyper pression veineuse liée au reflux et/ou au syndrome obstructif chronique du SPT (Kurstjens et al. 2016; Yamaki 2016; Delis et al. 2007), la limitation du flux artériel entrant au niveau du MI (Paolini et al. 2008) et le manque d'oxygène au niveau tissulaire (Yamaki et al. 2014). Nous avons tenté, à partir d'une situation clinique, de modéliser un arbre décisionnel dans le but d'aider les médecins dans leur analyse sémiologique de la claudication et dans l'orientation des examens paracliniques. L'objectif de ce travail est de limiter le délai d'errance diagnostique qui est actuellement très long chez les patients présentant ce symptôme (Knipp et al. 2007; Ten Cate-Hoek et al. 2016). Cela nous semble d'autant plus important qu'il existe des moyens efficaces de prise en charge (Raju et Neglén 2009) associant des mesures médicales (compression, activité physique) qui peuvent être combinées à un traitement endovasculaire (angioplastie stenting) (Jenkins et Michael 2014b).

Plusieurs résultats nous apportent des arguments pour étayer le concept de continuum artères-microcirculation-veines :

- L'amélioration du fonctionnement de l'hémodynamique veineuse à l'aide de différentes méthodes de récupération (immersion, compression, ESNM surale) s'accompagne d'une augmentation du débit artériel local (Ménétrier et al. 2015; Beliard et al. 2017) (étude n°1, n°2 et n°3) couplée à une augmentation de la perfusion musculaire à l'origine d'une meilleure oxygénation tissulaire (Abraham et al. 2013). Ce phénomène correspond à l'hypothèse principale permettant d'expliquer l'amélioration des performances sportives après l'utilisation de ces méthodes lors de la phase de récupération (étude n°1 et n°2) (Beliard et al. 2015). Ces méthodes de récupération ont un impact sur le gradient de pression artères-veines. En effet, on peut émettre l'hypothèse que l'expulsion d'un plus grand volume de sang veineux permette une augmentation de ce gradient de pression et ainsi par un phénomène « aspiratif », un plus grand débit entrant et donc une amélioration de l'oxygénation tissulaire. Par ailleurs, un meilleur « drainage veineux » est considéré comme un atout pour une meilleure récupération dans les suites d'un exercice physique (Berry et al. 1990; Chatard et al. 2004), car il permettra une accélération de la clairance des déchets produits au cours de l'exercice physique à l'origine d'une meilleure récupération des capacités de l'athlète (Wilcock et al. 2006). D'autre part, le maintien d'un débit musculaire important au cours de la phase de récupération permettra l'augmentation de l'apport en oxygène et en nutriments et leur captation au niveau musculaire (Borne et al. 2016) et ceci sera à l'origine d'une meilleure restauration de la fonction musculaire (Grunovas et al. 2007).
- Sur le plan physiopathologique, les propositions retrouvées dans la littérature pour expliquer la symptomatologie de la claudication veineuse concernent les trois secteurs vasculaires présents au niveau du triceps sural. Tout d'abord, le défaut de drainage du MI dans le cadre d'un SPT est à l'origine d'une hyper pression veineuse (Delis et al. 2007; Yamaki et al. 2014) qui est tenue pour responsable des symptômes non spécifiques décrits par les patients atteints d'une MVC (phlébalgies, lourdeur de jambe, sensation de tension...). La conséquence de cette augmentation de la pression sur le versant veineux est une diminution du gradient artério-veineux et est à l'origine d'une limitation de l'apport artériel (Paolini et al. 2008), ce qui entraîne un

moindre apport en oxygène au niveau tissulaire (Yamaki et al. 2014). Le succès du traitement endovasculaire (angioplastie stenting) dans ce contexte vient corroborer ces hypothèses. En effet, après intervention, une amélioration est notée à la fois sur les paramètres cliniques (Delis et al. 2007) et sur les paramètres hémodynamiques (Yamaki 2016).

En conclusion, l'analyse de la littérature nous a indiqué que l'hémodynamique veineuse était moins étudiée que le cœur et les artères aussi bien dans le cadre des pathologies cardiovasculaires que dans les études s'intéressant aux adaptations physiologiques du système cardiovasculaire au décours d'une activité physique. On rapproche le moins bon niveau de connaissances concernant le réseau veineux au fait que les pathologies veineuses soient considérées comme « moins graves » que les pathologies cardiaques ou artérielles. Cet argument est erroné quand on connaît l'impact de la MVC et de la MTEV sur la qualité de vie des patients (exemple de la claudication veineuse dans ce travail de thèse) (Dunić et al. 2009) et les coûts de santé publique engendrés (Ruckley et al. 2002).

Le système cardiovasculaire est un système clos, où chaque secteur (cœur, artères, microcirculation, veines) est interdépendant des autres secteurs. Cette interdépendance a été théorisée (loi de Guyton, loi de Starling) principalement au niveau du cœur, c'est pourquoi l'analyse des paramètres de la fonction cardiaque ne se fait pas de manière isolée, mais en prenant en compte les concepts de précharge et de post-charge. De la même manière, nous pensons que la compréhension de l'hémodynamique veineuse et de ses adaptations ne doit pas s'effectuer en se focalisant sur les propriétés spécifiques de la veine (compliance, valvules), mais en analysant de manière globale les implications des adaptations du secteur veineux sur le remplissage cardiaque en aval et sur les échanges au niveau tissulaire en amont. Dans ce sens, les différents résultats des études menées dans ce travail nous indiquent que « la sectorisation » entre d'une part, le réseau artériel et d'autre part, le réseau veineux n'a pas de sens. Ainsi, dans le cadre pathologique, nous avons pu mettre en évidence que l'installation, plus ou moins progressive, d'une hyper pression au niveau des veines des membres inférieurs (dans le cadre d'un SPT par exemple) a des répercussions sur le débit artériel entrant et sur la microcirculation. De la même manière, dans le cadre de la physiologie de l'exercice, une optimisation de l'hémodynamique veineuse à l'aide de différentes méthodes de récupération (immersion, compression, ESNM

surale) permet une augmentation du débit artériel et une amélioration de la perfusion musculaire (apport / drainage). Ce phénomène semble être un élément essentiel de la phase de récupération post-exercice aboutissant à un effet bénéfique sur la performance aussi bien après une activité brève et intensive (prédominance de la filière anaérobie lactique) qu'après une activité d'endurance (prédominance de la filière aérobie).

Au final, le retour veineux est un phénomène très complexe. La ramification du réseau veineux, les propriétés différentes (innervation, tonus, compliance) des veines selon leur localisation (réseau veineux des membres, réseau veineux splanchnique) et selon leur fonction (réseau veineux profond, réseau veineux superficiel), le régime basse pression, la forte sensibilité aux variations environnementales sont autant de facteurs à prendre en compte pour mieux comprendre l'hémodynamique veineuse dans sa globalité. Les études à venir ne doivent pas considérer le système veineux comme une entité isolée, mais bien comme un secteur au sein du système cardiovasculaire, en amont du cœur droit (rôle sur la précharge cardiaque et impact sur les paramètres cardiaques) et en aval de la microcirculation (zone d'échange au niveau des capillaires) et du réseau artériel.

7 PERSPECTIVES

Les travaux menés dans le cadre de cette thèse ouvrent plusieurs perspectives. Il s'agira tout d'abord de mener à son terme le processus de publication concernant les articles déjà soumis et actuellement en cours de relecture (cas clinique, études n°1 et n°2). A moyen terme, nous devons finaliser et publier les études en cours (étude n°3 et VARISPORT).

L'étude cas témoin VARISPORT peut être considérée comme une étude préliminaire dont l'objectif est de chercher s'il existe une différence au niveau de la fréquence des varices dans une population exposée à une pratique sportive intensive par rapport à la population générale. Selon les résultats de cette étude (effet protecteur de l'activité physique intensive, aucun effet, facteur de risque), nous pourrions envisager la mise en place d'une étude de cohorte multicentrique de plus grande envergure. La perspective de cette étude de cohorte serait d'évaluer la prévalence des varices au sein d'une population dont les critères de définition correspondraient à ceux de l'étude VARISPORT. Si les hypothèses émises dans la littérature s'avèrent vérifiées et que la pratique intensive d'une activité physique est délétère pour l'hémodynamique veineuse et est un facteur favorisant l'apparition d'une MVC ; il faudra alors rechercher d'une part, l'explication physiopathologique de ce phénomène (« sur-sollicitation » du réseau veineux superficiel) et d'autre part, tenter d'imaginer des procédures de prévention. Il sera intéressant également de tenter dans un second temps d'évaluer les conséquences à moyen et à long terme de ce phénomène en termes de santé publique. Le comportement de la paroi veineuse lors de l'arrêt d'une carrière sportive intensive est également un phénomène qui devra être exploré et pour lequel la littérature est très pauvre.

Par ailleurs, de nombreuses interrogations ont été soulevées au cours de la réalisation des études de ce travail de thèse ou au cours de l'analyse des résultats. Nous présentons, différents projets qui devraient être développés par notre équipe de recherche :

Nous avons été confronté dans ce travail à deux problématiques méthodologiques. La première concerne le protocole de Nicolaidis (Christopoulos et al. 1987; Nicolaidis 2000) lors de l'évaluation de l'hémodynamique veineuse des MI (remplissage et vidange veineuse)

à l'aide de la pléthysmographie à jauges de contrainte. Nous avons utilisé ce protocole pour l'évaluation des effets d'un exercice de course à pied de 40 minutes sur le fonctionnement de la pompe veineuse surale (Beliard et al. 2014). Comme nous l'avons expliqué dans le paragraphe « Outils et méthodes », seules les données de 16 sujets, sur 45 inclus initialement, ont pu être étudiées. Les données des 29 autres sujets n'ont pu être analysées du fait de l'absence d'obtention d'un plateau de remplissage veineux après 3 minutes en position debout en appui unipodal sur le MI non testé. En nous basant sur la littérature, nous avons justifié notre choix d'avoir laissé les sujets 3 minutes en appui unipodal sur le MI non testé et nous avons également apporté des critiques vis-à-vis de ce choix. Ce protocole nous semble très intéressant, car il permet d'évaluer le fonctionnement de la pompe veineuse surale (pléthysmographie dynamique). Ceci n'est pas le cas des autres protocoles de pléthysmographie (Angioweb 2010) qui étudient uniquement le comportement passif du réseau veineux (remplissage et vidange passive) à travers des variations de la position du corps (tilt test par exemple) ou en bloquant, puis en libérant la circulation de retour veineux (pléthysmographie à occlusion veineuse). Nous aimerions donc mener des travaux complémentaires sur ce protocole de Nicolaidis (Nicolaidis 2000) afin de mieux cerner les raisons de l'absence d'obtention d'un plateau de remplissage en 3 minutes chez 29 sujets sur 45 et également dans le but de pouvoir réutiliser ce protocole au repos et en post-exercice pour mieux comprendre les effets de différents types d'exercices (intensité, durée, sollicitation des MI) sur le fonctionnement de la pompe veineuse surale. Nos travaux ont fait émerger une autre problématique méthodologique : celle-ci concerne l'évaluation globale du système cardiovasculaire au repos, au cours d'un exercice et en post-exercice. L'interdépendance entre les différents secteurs du système cardiovasculaire est décrite dans la littérature et a été mise en évidence dans plusieurs travaux de cette thèse. La meilleure compréhension du rôle et des adaptations de chacun des secteurs passe donc par une évaluation globale à l'échelle de l'organisme à la fois de la fonction cardiaque (remplissage, vidange, fréquence, débit), de la fonction artérielle (débit, pression), de la microcirculation (oxygénation tissulaire) et de la fonction veineuse (réseau périphérique, réseau splanchnique). De nombreux outils permettent ces explorations, notamment l'échographie doppler (analyse des volumes et des débits au niveau cardiaque et au niveau vasculaire périphérique), le suivi de la FC à l'aide d'un cardiofréquencemètre, la mesure de la tension artérielle à l'aide d'un sphygmomanomètre, l'évaluation de l'oxygénation tissulaire grâce à la

NIRS *Near InfraRed Spectroscopy* ou cutanée à l'aide de la mesure de la TCPO₂ Pression Partielle Transcutanée d'Oxygène. Concernant le réseau veineux, l'exploration est plus délicate du fait des faibles pressions au niveau de ce réseau et du fait des nombreux facteurs à l'origine d'une modification du retour veineux. Ainsi, il a été démontré que le débit veineux était influencé lors des mesures, à la fois par la mise en jeu de la pompe veineuse surale et les mouvements de la cheville (Kwon et al. 2003), par les mouvements respiratoires (Osada et al. 2002) et par la fréquence cardiaque (Abu-Yousef et al. 1997). Dans ce contexte, une réflexion nous semble intéressante afin de définir des possibilités de réaliser des mesures standardisées de l'hémodynamique veineuse aussi bien au niveau des MI (échographie, pléthysmographie, pression veineuse ambulatoire) qu'au niveau du réseau splanchnique (échographie, table de pesée segmentaire (Wolf et al. 2006)) couplées à l'évaluation des autres secteurs (cœur, artères, microcirculation) dans des conditions environnementales variables.

Le continuum artères-microcirculation-veines a été mis en évidence à travers plusieurs travaux avec l'utilisation de l'ESNM surale. A partir des résultats obtenus chez des sujets sportifs (études n°1 et n°2), nous souhaitons poursuivre les explorations chez des sujets atteints d'artériopathie oblitérante des membres inférieurs (AOMI). Des travaux très récents (Abraham et al. 2013; Ellul et al. 2017; Ellul et Gatt 2016) ont démontré un impact positif de l'ESNM surale à la fois sur les paramètres cliniques (distance de marche et qualité de vie) et sur les paramètres hémodynamiques (IPS, débit artériel, oxygénation tissulaire). Dans ce sens, des projets cliniques ont déjà été réalisés dans le service d'exploration vasculaire du Centre Hospitalier de Dole (communication orale au 16^{ème} congrès de la Société Française de Médecine Vasculaire à Amiens en 2017 : « Effets de l'utilisation à court terme d'un dispositif d'électrostimulation neuro musculaire surale (Veinoplus Arterial®) sur la microcirculation chez les patients artériopathes avec un statut hémodynamique d'ischémie permanente »). D'autres projets issus de ces premiers travaux doivent être mis en place dans le but de mieux comprendre les mécanismes vasculaires locaux liés à l'ESNM surale aboutissant à une amélioration du drainage veineux, une amélioration de l'oxygénation tissulaire et une amélioration du débit artériel entrant dans le contexte de l'AOMI. Nous souhaitons notamment évaluer les effets à court terme et à long terme de l'ESNM surale dans les différents stades d'évolution de l'ischémie des MI.

Pour terminer, nous avons pour projet de tester certaines hypothèses issues des travaux de cette thèse notamment concernant les effets de l'activité sportive sur la pompe veineuse surale, et les effets de dispositifs de récupération sur la performance et sur les paramètres vasculaires, dans le cadre d'une activité spécifique qu'est le trail. La pratique du trail se développe de manière exponentielle. La Franche-Comté est une région particulièrement active dans cette discipline, avec un grand nombre de courses organisées, un grand nombre de pratiquants (dont plusieurs coureurs élités), et un territoire (le massif du Jura) très vallonné se prêtant bien à la pratique du trail. La définition du trail est donnée par la fédération française d'athlétisme (Fédération Française d'Athlétisme 2012) :

- *Course nature : course pédestre avec classement et/ou prise de temps se déroulant en milieu naturel sur un parcours matérialisé formé notamment de chemins ou sentiers d'une distance inférieure à 21 km et dont la totalité des surfaces goudronnées n'excède pas 25% de distance totale du parcours.*
- *Trail découverte : course pédestre avec classement et/ou prise de temps se déroulant en milieu naturel sur un parcours matérialisé formé notamment de chemins ou sentiers d'une distance entre 21 et 42 km et dont la totalité des surfaces goudronnées n'excède pas 15% de distance totale du parcours.*
- *Trail : course pédestre avec classement et/ou prise de temps se déroulant en milieu naturel sur un parcours matérialisé formé notamment de chemins ou sentiers d'une distance supérieure à 42 km et dont la totalité des surfaces goudronnées n'excède pas 15% de distance totale du parcours et se déroulant en autonomie ou en semi-autonomie.*
- *Ultra trail : course pédestre avec classement et/ou prise de temps se déroulant en milieu naturel sur un parcours matérialisé formé notamment de chemins ou sentiers d'une distance supérieure à 80km et dont la totalité des surfaces goudronnées n'excède pas 15% de distance totale du parcours et se déroulant en autonomie ou en semi-autonomie.*

De nombreux éléments environnementaux sont à prendre en considération dans le cadre de ces courses :

- terrains variables : champs, pierres, neige, glace, sentiers, chemins blancs ;
- dénivelé positif et dénivelé négatif ;

- conditions climatiques parfois hostiles (environnement montagneux, température, précipitations...);
- course nocturne.

A partir de ce tableau dressé de la discipline, on comprend les sollicitations spécifiques de cette discipline sur le plan musculaire (impact du dénivelé positif et négatif sur les modalités de contractions musculaires), sur le plan métabolique (course d'endurance voire d'ultra endurance), sur le plan des adaptations thermiques (conditions environnementales) et sur le plan digestif (nécessité de s'alimenter et de s'hydrater au cours de l'activité physique). Le système cardiovasculaire sera forcément impacté par la pratique de cette activité physique (course en endurance, besoins énergétiques, thermorégulation...). Les adaptations cardiovasculaires au cours du trail et dans les suites immédiates ont été peu explorées (Vitiello et al. 2015; Millet et al. 2011; Cejka et al. 2012; da Fonseca-Engelhardt et al. 2013). Des projets sont en cours avec des équipes de l'Université de Bourgogne Franche Comté et avec des équipes partenaires extérieures (Avignon, Suisse, Italie) concernant les effets de la fatigue liée à la pratique du trail sur plusieurs paramètres, notamment les paramètres biomécaniques de la foulée, les paramètres cardiaques et des paramètres vasculaires périphériques. De plus, la phase de récupération post exercice dans le domaine du trail est primordiale, principalement du fait des douleurs musculaires retardées (*DOMS delayed onset muscle soreness*) induites par les contractions excentriques répétées lors de la course en descente (Millet et al. 2011; Coudreuse et al. 2004) et des œdèmes des MI parfois décrits après des courses d'ultra endurance (Cejka et al. 2012). Le comportement des veines dans les suites d'un trail n'a jamais été étudié, et la physiopathologie des oedèmes n'est pas élucidée. Nous souhaitons donc nous intéresser aux effets vasculaires (et notamment veineux) de différentes méthodes de récupération dans ce contexte.

8 BIBLIOGRAPHIE

- Abraham, Pierre, Victor Mateus, Francois Bieuzen, Nafi Ouedraogo, Fallou Cisse, et Georges Leftheriotis. 2013. « Calf Muscle Stimulation with the Veinoplus Device Results in a Significant Increase in Lower Limb Inflow without Generating Limb Ischemia or Pain in Patients with Peripheral Artery Disease ». *Journal of Vascular Surgery* 57 (3): 714–19. doi:10.1016/j.jvs.2012.08.117.
- Abu-Yousef, M. M., M. Mufid, K. T. Woods, B. P. Brown, et T. J. Barloon. 1997. « Normal Lower Limb Venous Doppler Flow Phasicity: Is It Cardiac or Respiratory? » *AJR. American Journal of Roentgenology* 169 (6): 1721–25. doi:10.2214/ajr.169.6.9393197.
- Ahmed, H. K., et K. D. Hagspiel. 2001. « Intravascular Ultrasonographic Findings in May-Thurner Syndrome (Iliac Vein Compression Syndrome) ». *Journal of Ultrasound in Medicine: Official Journal of the American Institute of Ultrasound in Medicine* 20 (3): 251–56.
- Ali, A., et M. Farrally. 1991. « Recording Soccer Players' Heart Rates during Matches ». *Journal of Sports Sciences* 9 (2): 183–89. doi:10.1080/02640419108729879.
- Allen, D. G., G. D. Lamb, et H. Westerblad. 2008. « Skeletal Muscle Fatigue: Cellular Mechanisms ». *Physiological Reviews* 88 (1): 287–332. doi:10.1152/physrev.00015.2007.
- Almeida, Aline C., Aryane F. Machado, Maíra C. Albuquerque, Lara M. Netto, Franciele M. Vanderlei, Luiz Carlos M. Vanderlei, Jayme Netto Junior, et Carlos M. Pastre. 2015. « The effects of cold water immersion with different dosages (duration and temperature variations) on heart rate variability post-exercise recovery: A randomized controlled trial ». *Journal of Science and Medicine in Sport*. Consulté le novembre 27. doi:10.1016/j.jsams.2015.10.003.
- Angioweb, Collège des enseignants de médecine vasculaire et. 2010. « Chapitre 5 - Explorations Complémentaires ». In *Traité de médecine vasculaire.*, 157–245. Paris: Elsevier Masson. doi:10.1016/B978-2-294-70917-3.50005-8.
- Atta, Hussein M. 2012. « Varicose Veins: Role of Mechanotransduction of Venous Hypertension ». *International Journal of Vascular Medicine* 2012. doi:10.1155/2012/538627.
- Auvert, J.-F., F. Chleir, G. Coppé, C. Hamel-Desnos, L. Moraglia, et O. Pichot. 2014. « Standards de qualité pour la pratique des examens écho-Doppler dans l'exploration du réseau veineux superficiel des membres inférieurs. Rapport de la Société française de médecine vasculaire (SFMV) ». *Journal des Maladies Vasculaires* 39 (1): 26–46. doi:10.1016/j.jmv.2013.12.001.
- Babault, Nicolas, Carole Cometti, Nicola A. Maffiuletti, et Gaëlle Deley. 2011. « Does Electrical Stimulation Enhance Post-Exercise Performance Recovery? » *European Journal of Applied Physiology* 111 (10): 2501–7. doi:10.1007/s00421-011-2117-7.
- Baldari, Carlo, Valerio Bonavolontà, Gian Pietro Emerenziani, Maria Chiara Gallotta, Antonio José Silva, et Laura Guidetti. 2009. « Accuracy, Reliability, Linearity of Accutrend and Lactate Pro versus EBIO plus Analyzer ». *European Journal of Applied Physiology* 107 (1): 105–11. doi:10.1007/s00421-009-1107-5.
- Barrelier, Marie-Thérèse, Laurence Beyssier-Weber, Dominique Bravetti, Antoine Elias, Joseph Emmerich, Nicolas Falvo, Catherine Gaillard, et al. 2013. « Standards de qualité pour la pratique de l'écho-Doppler dans le cadre de la maladie thromboembolique veineuse des membres inférieurs ». *La Lettre du Médecin Vasculaire*, n° 22 (mars): 23–41.
- Baud D., Ménétrier A., Cassirame J., Imbert J., Grandjean V., Devillaine G., et Tordi N. 2010. « La récupération en Gymnastique Aérobie ». *GYM'Technic*, n° 71 (juin): 27–32.
- Beaven, C. Martyn, Christian Cook, David Gray, Paul Downes, Ian Murphy, Scott Drawer, John R. Ingram, Liam P. Kilduff, et Nicholas Gill. 2013. « Electrostimulation's Enhancement of Recovery during a Rugby Preseason ». *International Journal of Sports Physiology and Performance* 8 (1): 92–98.
- Becker, F., F. Luizy, J. -M. Baud, et O. Pichot. 2011. « Standards de qualité pour la pratique des examens Doppler et écho-Doppler artériel des membres inférieurs en médecine vasculaire. Rapport de la Société française de médecine vasculaire (SFMV) ». *Journal des Maladies Vasculaires* 36 (6): 364–85. doi:10.1016/j.jmv.2011.10.002.
- Becker, F., I. Quéré, et J. L. Guilmot. 2006. « Contention-compression élastique, plaidoyer et proposition pour une utilisation raisonnée ». *Journal des Maladies Vasculaires* 31 (5): 247–51. doi:10.1016/S0398-0499(06)76623-9.
- Becker, François. 2006. *Dictionary of Vascular Medicine Terms: Venous Disease (A-O) ; Vol. 2, Venous Disease*

- (P-Z). Elsevier Masson.
- Beebe-Dimmer, Jennifer L, John R Pfeifer, Jennifer S Engle, et David Schottenfeld. 2005. « The epidemiology of chronic venous insufficiency and varicose veins ». *Annals of Epidemiology* 15 (3): 175–84. doi:10.1016/j.annepidem.2004.05.015.
- Beedie, Christopher J., et Abigail J. Foad. 2009. « The Placebo Effect in Sports Performance: A Brief Review ». *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)* 39 (4): 313–29.
- Beliard, S., M. Chauveau, F. Cros, et N. Tordi. 2014. « La pompe veineuse surale garde son efficacité après une course à pied de 40 minutes ». *Phlébologie* 67 (1): 53–58.
- Beliard, S., A. Menetrier, G. Ravier, M. Rakobowchuk, L. Mourot, et N. Tordi. 2017. « Effects of thermoneutral water, cold-water and contrasting water temperature immersions on lower limb vein cross-section ». *Science & Sports* 32 (2): e53–60. doi:10.1016/j.scispo.2016.11.003.
- Beliard, Samuel, Michel Chauveau, Timothée Moscatiello, François Cros, Fiona Ecarnot, et François Becker. 2015. « Compression Garments and Exercise: No Influence of Pressure Applied ». *Journal of Sports Science & Medicine* 14 (1): 75–83.
- Belin de Chantemèle, Eric, Ludovic Pascaud, Marc-Antoine Custaud, Arnaud Capri, Francis Louisy, Guido Ferretti, Claude Gharib, et Philippe Arbeille. 2004. « Calf Venous Volume during Stand-Test after a 90-Day Bed-Rest Study with or without Exercise Countermeasure ». *The Journal of Physiology* 561 (Pt 2): 611–22. doi:10.1113/jphysiol.2004.069468.
- Benigni J.P., Sadoun S., Schadeck M., et Rastel D. 2001. « Marathonien, veines et contention ». *Phlébologie*, 159–68.
- Bérard, Anick, Lucien Abenheim, Robert Platt, Susan R. Kahn, et Oren Steinmetz. 2002. « Risk Factors for the First-Time Development of Venous Ulcers of the Lower Limbs: The Influence of Heredity and Physical Activity ». *Angiology* 53 (6): 647–57. doi:10.1177/000331970205300604.
- Berry, M J, S P Bailey, L S Simpkins, et J A TeWinkle. 1990. « The effects of elastic tights on the post-exercise response ». *Canadian Journal of Sport Sciences = Journal Canadien Des Sciences Du Sport* 15 (4): 244–48.
- Bieuzen, François, Chris M. Bleakley, et Joseph Thomas Costello. 2013. « Contrast Water Therapy and Exercise Induced Muscle Damage: A Systematic Review and Meta-Analysis ». *PloS One* 8 (4): e62356. doi:10.1371/journal.pone.0062356.
- Bieuzen, François, Rachel Borne, Jean-François Toussaint, et Christophe Hausswirth. 2014. « Positive Effect of Specific Low-Frequency Electrical Stimulation during Short-Term Recovery on Subsequent High-Intensity Exercise ». *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism = Physiologie Appliquée, Nutrition Et Métabolisme* 39 (2): 202–10. doi:10.1139/apnm-2013-0185.
- Bieuzen, François, Jeanick Brisswalter, Christopher Easthope, Fabrice Vercruyssen, Thierry Bernard, et Christophe Hausswirth. 2014. « Effect of Wearing Compression Stockings on Recovery after Mild Exercise-Induced Muscle Damage ». *International Journal of Sports Physiology and Performance* 9 (2): 256–64. doi:10.1123/ijsp.2013-0126.
- Bieuzen, François, Hervé Pournot, Rémy Roulland, et Christophe Hausswirth. 2012. « Recovery after High-Intensity Intermittent Exercise in Elite Soccer Players Using VEINOPLUS Sport Technology for Blood-Flow Stimulation ». *Journal of Athletic Training* 47 (5): 498–506. doi:10.4085/1062-6050-47.4.02.
- Bissonnette, J., et D. -C. Valla. 2015. « Chapitre 16 - Thromboses splanchniques ». In *La maladie thromboembolique veineuse*, édité par Philippe Lacroix, 157–61. Paris: Content Repository Only! doi:10.1016/B978-2-294-74489-1.00016-4.
- Bleakley, Chris, Suzanne McDonough, Evie Gardner, G. David Baxter, J. Ty Hopkins, et Gareth W. Davison. 2012. « Cold-Water Immersion (Cryotherapy) for Preventing and Treating Muscle Soreness after Exercise ». *The Cochrane Database of Systematic Reviews* 2: CD008262. doi:10.1002/14651858.CD008262.pub2.
- Bogachev, V. Y., O. V. Golovanova, A. N. Kuznetsov, A. O. Shekoyan, et N. V. Bogacheva. 2011. « Electromuscular Stimulation with VEINOPLUS® for the Treatment of Chronic Venous Edema ». *International Angiology: A Journal of the International Union of Angiology* 30 (6): 567–90.
- Borg, Elisabet, et Gunnar Borg. 2002. « A comparison of AME and CR100 for scaling perceived exertion ». *Acta Psychologica* 109 (2): 157–75. doi:10.1016/S0001-6918(01)00055-5.
- Borne, R., C. Hausswirth, J. T. Costello, et F. Bieuzen. 2015. « Low-Frequency Electrical Stimulation Combined with a Cooling Vest Improves Recovery of Elite Kayakers Following a Simulated 1000-m Race in a Hot Environment ». *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 25 Suppl 1 (juin): 219–28. doi:10.1111/sms.12392.

- Borne, Rachel, Christophe Hausswirth, et François Bieuzen. 2016. « Relationship Between Blood Flow and Performance Recovery: A Randomized, Placebo-Controlled Study ». *International Journal of Sports Physiology and Performance*, août, 1–27. doi:10.1123/ijsp.2015-0779.
- Bosco, C., P. Luhtanen, et P. V. Komi. 1983. « A Simple Method for Measurement of Mechanical Power in Jumping ». *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 50 (2): 273–82.
- Boucourt, B., M. Bouhaddi, L. Mourot, N. Tordi, et A. Menetrier. 2015. « Changes in Tissue Oxygen Saturation with Calf Compression Sleeve: Before, during and after a Cycling Exercise ». *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 55 (12): 1497–1501.
- Brand, F. N., A. L. Dannenberg, R. D. Abbott, et W. B. Kannel. 1988. « The Epidemiology of Varicose Veins: The Framingham Study ». *American Journal of Preventive Medicine* 4 (2): 96–101.
- Brinegar, Katelyn N., Rahul A. Sheth, Ali Khademhosseini, Jemianne Bautista, et Rahmi Oklu. 2015. « Iliac Vein Compression Syndrome: Clinical, Imaging and Pathologic Findings ». *World Journal of Radiology* 7 (11): 375–81. doi:10.4329/wjr.v7.i11.375.
- Bringard, A., R. Denis, N. Belluye, et S. Perrey. 2007. « Compression élastique externe et fonction musculaire chez l'homme ». *Science & Sports* 22 (1): 3–13. doi:10.1016/j.scispo.2006.11.003.
- Broatch, James R., Aaron Petersen, et David J. Bishop. 2014. « Postexercise Cold Water Immersion Benefits Are Not Greater than the Placebo Effect ». *Medicine and Science in Sports and Exercise* 46 (11): 2139–47. doi:10.1249/MSS.0000000000000348.
- Broderick, Barry J, Gavin J Corley, Fabio Quondamatteo, Paul P Breen, Jorge Serrador, et Gearóid O'laighin. 2010. « Venous emptying from the foot: influences of weight bearing, toe curls, electrical stimulation, passive compression, and posture ». *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)* 109 (4): 1045–52. doi:10.1152/jappphysiol.00231.2010.
- Broderick, Barry J, Gavin J Corley, Fabio Quondamatteo, Pierce A Grace, Paul P Breen, et Gearoid O'laighin. 2008. « A haemodynamic study of the physiological mechanisms of the venous pump in the healthy human foot ». *Conference Proceedings: ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference 2008*: 1411–14. doi:10.1109/IEMBS.2008.4649430.
- Broderick, Barry J., David E. O'Briain, Paul P. Breen, Stephen R. Kearns, et Gearóid Ó'laighin. 2010. « A pilot evaluation of a neuromuscular electrical stimulation (NMES) based methodology for the prevention of venous stasis during bed rest ». *Medical Engineering & Physics* 32 (4): 349–55. doi:10.1016/j.medengphy.2010.01.006.
- Brown, Freddy, Conor Gissane, Glyn Howatson, Ken van Someren, Charles Pedlar, et Jessica Hill. 2017. « Compression Garments and Recovery from Exercise: A Meta-Analysis ». *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, avril. doi:10.1007/s40279-017-0728-9.
- Buchheit, Martin, A. Chivot, J. Parouty, D. Mercier, H. Al Haddad, P. B. Laursen, et S. Ahmaidi. 2010. « Monitoring Endurance Running Performance Using Cardiac Parasympathetic Function ». *European Journal of Applied Physiology* 108 (6): 1153–67. doi:10.1007/s00421-009-1317-x.
- Carpentier, Patrick H., Sophie Blaise, Bernadette Satger, Céline Genty, Carole Rolland, Christian Roques, et Jean-Luc Bosson. 2014. « A Multicenter Randomized Controlled Trial Evaluating Balneotherapy in Patients with Advanced Chronic Venous Insufficiency ». *Journal of Vascular Surgery* 59 (2): 447–454.e1. doi:10.1016/j.jvs.2013.08.002.
- Carpentier, Patrick H, Hildegard R Maricq, Christine Biro, Claire O Ponçot-Makinen, et Alain Franco. 2004. « Prevalence, risk factors, and clinical patterns of chronic venous disorders of lower limbs: a population-based study in France ». *Journal of Vascular Surgery: Official Publication, the Society for Vascular Surgery [and] International Society for Cardiovascular Surgery, North American Chapter* 40 (4): 650–59. doi:10.1016/j.jvs.2004.07.025.
- Carpentier, Patrick H, Caroline Poulain, Régine Fabry, Franck Chleir, Bruno Guias, et Catherine Bettarel-Binon. 2007. « Ascribing leg symptoms to chronic venous disorders: the construction of a diagnostic score ». *Journal of vascular surgery: official publication, the Society for Vascular Surgery [and] International Society for Cardiovascular Surgery, North American Chapter* 46 (5): 991–96. doi:10.1016/j.jvs.2007.06.044.
- Cate-Hoek, Arina J ten. 2014. « Elastic compression stockings—is there any benefit? » *The Lancet* 383 (9920): 851–53. doi:10.1016/S0140-6736(13)62347-8.
- Cate-Hoek, Arina J. ten, Peter K. Henke, et Thomas W. Wakefield. 2016. « The Post Thrombotic Syndrome: Ignore It and It Will Come Back to Bite You ». *Blood Reviews* 30 (2): 131–37.

- doi:10.1016/j.blre.2015.09.002.
- Cejka, Caroline, Beat Knechtle, Patrizia Knechtle, Christoph Alexander Rüst, et Thomas Rosemann. 2012. « An increased fluid intake leads to feet swelling in 100-km ultra-marathoners - an observational field study ». *Journal of the International Society of Sports Nutrition* 9 (avril): 11. doi:10.1186/1550-2783-9-11.
- Chatard, H. 1980. « [Positive aspects of the practice of sports from the standpoint of phlebology] ». *Phlébologie* 33 (3): 479–84.
- Chatard, J C, D Atlaoui, J Farjanel, F Louisy, D Rastel, et C Y Guézennec. 2004. « Elastic stockings, performance and leg pain recovery in 63-year-old sportsmen ». *European Journal of Applied Physiology* 93 (3): 347–52. doi:10.1007/s00421-004-1163-9.
- Chies, Agnaldo Bruno, Patrícia de Souza Rossignoli, Rafaela de Fátima Ferreira Baptista, Roger William de Lábio, et Spencer Luiz Marques Payão. 2013. « Exercise reduces angiotensin II responses in rat femoral veins ». *Peptides* 44: 47–54. doi:10.1016/j.peptides.2013.01.020.
- Chiesa, R., E. M. Marone, C. Limoni, M. Volonté, E. Schaefer, et O. Petrini. 2005. « Chronic Venous Insufficiency in Italy: The 24-Cities Cohort Study ». *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery: The Official Journal of the European Society for Vascular Surgery* 30 (4): 422–29. doi:10.1016/j.ejvs.2005.06.005.
- Choo, Hui C., Kazunori Nosaka, Jeremiah J. Peiffer, Mohammed Ihsan, Chow C. Yeo, et Chris R. Abbiss. 2016. « Peripheral Blood Flow Changes in Response to Postexercise Cold Water Immersion ». *Clinical Physiology and Functional Imaging*, juillet. doi:10.1111/cpf.12380.
- Christopoulos, D G, A N Nicolaidis, G Szendro, A T Irvine, M L Bull, et H H Eastcott. 1987. « Air-plethysmography and the effect of elastic compression on venous hemodynamics of the leg ». *Journal of vascular surgery: official publication, the Society for Vascular Surgery [and] International Society for Cardiovascular Surgery, North American Chapter* 5 (1): 148–59.
- Clarke Moloney, M., G. M. Lyons, P. Breen, P. E. Burke, et P. A. Grace. 2006. « Haemodynamic Study Examining the Response of Venous Blood Flow to Electrical Stimulation of the Gastrocnemius Muscle in Patients with Chronic Venous Disease ». *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery* 31 (3): 300–305. doi:10.1016/j.ejvs.2005.08.003.
- Clausen, J P, K Klausen, B Rasmussen, et J Trap-Jensen. 1973. « Central and peripheral circulatory changes after training of the arms or legs ». *The American Journal of Physiology* 225 (3): 675–82.
- Cochrane, Darryl J. 2004. « Alternating hot and cold water immersion for athlete recovery: a review ». *Physical Therapy in Sport* 5 (1): 26–32. doi:10.1016/j.ptsp.2003.10.002.
- Cohen, Jacob. 1988. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. 2^e éd. Hillsdale, N.J. : L. Erlbaum Associates.
- Collège des enseignants de médecine vasculaire, et Becker F. 2010. « La compression veineuse élastique ».
- Convertino, V A. 1991. « Blood volume: its adaptation to endurance training ». *Medicine and Science in Sports and Exercise* 23 (12): 1338–48.
- Convertino, Victor A. 2007. « Blood volume response to physical activity and inactivity ». *The American Journal of the Medical Sciences* 334 (1): 72–79. doi:10.1097/MAJ.0b013e318063c6e4.
- Corley, Gavin J, Barry J Broderick, Sarah M Nestor, Paul P Breen, Pierce A Grace, Fabio Quondamatteo, et Gearóid O'laighin. 2010. « The anatomy and physiology of the venous foot pump ». *Anatomical Record (Hoboken, N.J.: 2007)* 293 (3): 370–78. doi:10.1002/ar.21085.
- Cornu-Thénard, A., J. P. Benigni, P. Boivin, et J. F. Uhl. 2007. « Bas de contention ou bas de compression? Une question de définition ». *Phlébologie* 60 (2): 179–86.
- Coudreuse, J M, P Dupont, et C Nicol. 2004. « [Delayed post effort muscle soreness] ». *Annales de réadaptation et de médecine physique: revue scientifique de la Société française de rééducation fonctionnelle de réadaptation et de médecine physique* 47 (6): 290–98. doi:10.1016/j.annrmp.2004.05.012.
- Couzan S., Mismetti P., Pouget J.F., et Ferret J.M. 2006. « Le sportif: un insuffisant potentiel? » *cardio & sport*.
- Couzan S., et Prüfer M. 1999a. « La contention élastique appliquée aux sportifs ». In *La contention médicale*, Masson, 194–203.
- . 1999b. « Retour veineux du sportif: nouvelle approche diagnostique - mise au point d'une contention élastique spécifique ». *Médecine du sud est*.
- Couzan S., Prüfer M., Pouget J.F., et Mismetti P. 2002. « Un nouveau concept de contention-compression: apport de l'écho doppler couleur avec prise des pressions veineuses et de l'IRM ». *Phlébologie*, n° 55 n°2: 159–71.

- Criqui, Michael H., Maritess Jamosmos, Arnost Fronek, Julie O. Denenberg, Robert D. Langer, John Bergan, et Beatrice A. Golomb. 2003. « Chronic Venous Disease in an Ethnically Diverse Population: The San Diego Population Study ». *American Journal of Epidemiology* 158 (5): 448–56.
- Dadon, M. 2010. « Le syndrome de Cockett ». *Journal des Maladies Vasculaires*, 9e Congrès de la Société Française de Médecine Vasculaire, 35 (5): 305–6. doi:10.1016/j.jmv.2010.07.115.
- Dagrada, A. 2009. « La pompe musculaire du mollet: « cœur » du système veineux- Rôle du cycle musculaire systole-diastole ». *Phlébologie* 62 (4): 53–57.
- Delis, K. T., B. Bountouroglou, et A. O. Mansfield. 2004. « Venous Claudication in Iliofemoral Thrombosis: Long-Term Effects on Venous Hemodynamics, Clinical Status, and Quality of Life ». *Journal of Vascular Surgery* 39 (5): 1143. doi:10.1016/j.jvs.2004.02.017.
- Delis, Konstantinos T., Haraldur Bjarnason, Paul W. Wennberg, Thom W. Rooke, et Peter Gloviczki. 2007. « Successful Iliac Vein and Inferior Vena Cava Stenting Ameliorates Venous Claudication and Improves Venous Outflow, Calf Muscle Pump Function, and Clinical Status in Post-Thrombotic Syndrome ». *Annals of Surgery* 245 (1): 130–39. doi:10.1097/01.sla.0000245550.36159.93.
- Delis, Konstantinos T., Alison L. Knaggs, Tans N. Sonecha, Vasileios Zervas, Michael P. Jenkins, et John H. N. Wolfe. 2004. « Lower Limb Venous Haemodynamic Impairment on Dependency: Quantification and Implications for the “Economy Class” Position ». *Thrombosis and Haemostasis* 91 (5): 941–50. doi:10.1267/THRO04050941.
- Donaldson, Magruder C. 1990. « Varicose Veins in Active People ». *The Physician and Sportsmedicine* 18 (7): 46–52. doi:10.1080/00913847.1990.11710086.
- Donatella, Narese, Bracale Umberto Marcello, Vitale Gaetano, Porcellini Massimo, Midiri Massimo, et Bracale Giancarlo. 2015. « What the Young Physician Should Know About May-Thurner Syndrome ». *Translational Medicine @ UniSa* 12 (août): 19–28.
- Dunić, Ivana, Ljiljana Medenica, Branko Bobić, et Olgica Djurković-Djaković. 2009. « Patients’ reported quality of life in chronic venous disease in an outpatient service in Belgrade, Serbia ». *European Journal of Dermatology: EJD* 19 (6): 616–20. doi:10.1684/ejd.2009.0795.
- Eberhardt, Robert T., et Joseph D. Raffetto. 2014. « Chronic Venous Insufficiency ». *Circulation* 130 (4): 333–46. doi:10.1161/CIRCULATIONAHA.113.006898.
- Eifell, Ron K. G., Hamdy Y. Ashour, et Tim A. Lees. 2006. « Comparison of new continuous measurements of ambulatory venous pressure (AVP) with conventional tiptoe exercise ambulatory AVP in relation to the CEAP clinical classification of chronic venous disease ». *Journal of Vascular Surgery* 44 (4): 794–802. doi:10.1016/j.jvs.2006.06.007.
- Eklof, Bo, Michel Perrin, Konstantinos T. Delis, Robert B. Rutherford, et Peter Gloviczki. 2009. « Updated Terminology of Chronic Venous Disorders: The VEIN-TERM Transatlantic Interdisciplinary Consensus Document ». *Journal of Vascular Surgery* 49 (2): 498–501. doi:10.1016/j.jvs.2008.09.014.
- Eklöf, Bo, Robert B. Rutherford, John J. Bergan, Patrick H. Carpentier, Peter Gloviczki, Robert L. Kistner, Mark H. Meissner, et al. 2004. « Revision of the CEAP Classification for Chronic Venous Disorders: Consensus Statement ». *Journal of Vascular Surgery* 40 (6): 1248–52. doi:10.1016/j.jvs.2004.09.027.
- Ellul, Christian, Cynthia Formosa, Alfred Gatt, Auon Abbas Hamadani, et David G. Armstrong. 2017. « The Effectiveness of Calf Muscle Electrostimulation on Vascular Perfusion and Walking Capacity in Patients Living With Type 2 Diabetes Mellitus and Peripheral Artery Disease ». *The International Journal of Lower Extremity Wounds* 16 (2): 122–28. doi:10.1177/1534734617705253.
- Ellul, Christian, et Alfred Gatt. 2016. « Transcutaneous Calf-Muscle Electro-Stimulation: A Prospective Treatment for Diabetic Claudicants? » *Diabetes & Vascular Disease Research* 13 (6): 442–44. doi:10.1177/1479164116664287.
- Erten, Yunus Turgay, Turker Sahinkaya, Engin Dinc, Bekir Eray Kilinc, Bulent Bayraktar, et Mehmet Kurtoglu. 2016. « The effects of compression garments and electrostimulation on athletes’ muscle soreness and recovery ». *Journal of Exercise Rehabilitation* 12 (4): 308–13. doi:10.12965/jer.1632632.316.
- Eston, R., et D. Peters. 1999. « Effects of Cold Water Immersion on the Symptoms of Exercise-Induced Muscle Damage ». *Journal of Sports Sciences* 17 (3): 231–38. doi:10.1080/026404199366136.
- Farhi, Leon E., et Dag Linnarsson. 1977. « Cardiopulmonary readjustments during graded immersion in water at 35 °C ». *Respiration Physiology* 30 (1–2): 35–50. doi:10.1016/0034-5687(77)90020-2.
- Fédération Française d’Athlétisme. 2012. « Cahier des charges des Trail à Label 2012 ». Site sportif officiel de la FFA. www.athle.com.
- Finlayson, Kathleen, Helen Edwards, et Mary Courtney. 2011. « Relationships between Preventive Activities,

- Psychosocial Factors and Recurrence of Venous Leg Ulcers: A Prospective Study ». *Journal of Advanced Nursing* 67 (10): 2180–90. doi:10.1111/j.1365-2648.2011.05653.x.
- Fiscus, Kimberly A., Thomas W. Kaminski, et Michael E. Powers. 2005. « Changes in Lower-Leg Blood Flow During Warm-, Cold-, and Contrast-Water Therapy ». *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 86 (7): 1404–10. doi:10.1016/j.apmr.2004.11.046.
- Fonseca-Engelhardt, Kristina da, Beat Knechtle, Christoph Alexander Rüst, Patrizia Knechtle, Romuald Lepers, et Thomas Rosemann. 2013. « Participation and Performance Trends in Ultra-Endurance Running Races under Extreme Conditions - "Spartathlon" versus "Badwater" ». *Extreme Physiology & Medicine* 2 (1): 15. doi:10.1186/2046-7648-2-15.
- Galanaud, J. -P. 2017. « Reste-t-il une place pour la compression dans la prévention du syndrome veineux post-thrombotique ? » *JMV-Journal de Médecine Vasculaire*, 51e Congrès, 42 (2): 61. doi:10.1016/j.jdmv.2017.01.015.
- Galanaud, J. -Ph., et S. -R. Kahn. 2015. « Chapitre 12 - Syndrome post-thrombotique ». In *Maladie veineuse chronique*, édité par Jean-Louis Guilmot, 171–81. Paris: Elsevier Masson. doi:10.1016/B978-2-294-74490-7.00012-5.
- Galanaud, Jean-Philippe, Manuel Monreal, et Susan R. Kahn. 2017. « Epidemiology of the post-thrombotic syndrome ». *Thrombosis Research*, juillet. doi:10.1016/j.thromres.2017.07.026.
- Gelman, Simon. 2008. « Venous Function and Central Venous Pressure A Physiologic Story ». *Anesthesiology: The Journal of the American Society of Anesthesiologists* 108 (4): 735–48. doi:10.1097/ALN.0b013e3181672607.
- Gerhard-Herman, Marie D., Heather L. Gornik, Coletta Barrett, Neal R. Barshes, Matthew A. Corriere, Douglas E. Drachman, Lee A. Fleisher, et al. 2016. « 2016 AHA/ACC Guideline on the Management of Patients With Lower Extremity Peripheral Artery Disease: Executive Summary: A Report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Clinical Practice Guidelines ». *Circulation*, janvier, CIR.000000000000470. doi:10.1161/CIR.000000000000470.
- Glanville, Kieran M de, et Michael J Hamlin. 2012. « Positive effect of lower body compression garments on subsequent 40-kM cycling time trial performance ». *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association* 26 (2): 480–86. doi:10.1519/JSC.0b013e318225ff61.
- Glatthorn, Julia F., Sylvain Gouge, Silvio Nussbaumer, Simone Stauffacher, Franco M. Impellizzeri, et Nicola A. Maffiuletti. 2011. « Validity and Reliability of Optojump Photoelectric Cells for Estimating Vertical Jump Height ». *Journal of Strength and Conditioning Research* 25 (2): 556–60. doi:10.1519/JSC.0b013e3181ccb18d.
- Gloviczki, Peter, Anthony J. Comerota, Michael C. Dalsing, Bo G. Eklof, David L. Gillespie, Monika L. Gloviczki, Joann M. Lohr, et al. 2011. « The Care of Patients with Varicose Veins and Associated Chronic Venous Diseases: Clinical Practice Guidelines of the Society for Vascular Surgery and the American Venous Forum ». *Journal of Vascular Surgery* 53 (5 Suppl): 2S–48S. doi:10.1016/j.jvs.2011.01.079.
- Gobin-Metteil, M. -P. 2017. « Chapitre 5 - Échographie Doppler des veines des membres supérieurs et du système veineux cervical ». In *Guide Pratique D'écho-Doppler Vasculaire*, édité par Anne Long, 89–108. Paris: Content Repository Only! doi:10.1016/B978-2-294-75119-6.00005-X.
- Gregson, Warren, Mark A Black, Helen Jones, Jordon Milson, James Morton, Brian Dawson, Greg Atkinson, et Daniel J Green. 2011. « Influence of Cold Water Immersion on Limb and Cutaneous Blood Flow at Rest ». *The American Journal of Sports Medicine* 39 (6): 1316–23. doi:10.1177/0363546510395497.
- Griffin, M. B., A. N. Nicolaides, D. Bond, G. Geroulakos, et E. Kalodiki. 2010. « The Efficacy of New VEINPLUS Stimulation Technology to Increase Venous Flow and Prevent Venous Stasis ». *Journal of Vascular Surgery* 51 (3): 790. doi:10.1016/j.jvs.2009.11.012.
- Griffin, M., A. N. Nicolaides, D. Bond, G. Geroulakos, et E. Kalodiki. 2010. « The Efficacy of a New Stimulation Technology to Increase Venous Flow and Prevent Venous Stasis ». *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery* 40 (6): 766–71. doi:10.1016/j.ejvs.2010.06.019.
- Grunovas, A., V. Silinskas, J. Poderys, et E. Trinkunas. 2007. « Peripheral and Systemic Circulation after Local Dynamic Exercise and Recovery Using Passive Foot Movement and Electrostimulation ». *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 47 (3): 335–43.
- Guyton, A. C. 1955. « Determination of Cardiac Output by Equating Venous Return Curves with Cardiac Response Curves ». *Physiological Reviews* 35 (1): 123–29.
- Hamlin, Michael J, Carla J Mitchell, Felila D Ward, Nick Draper, Jeremy P Shearman, et Nicholas E Kimber. 2012. « Effect of Compression Garments on Short-Term Recovery of Repeated Sprint and 3-Km Running Performance in Rugby Union Players ». *Journal of Strength and Conditioning Research / National*

- Strength & Conditioning Association* 26 (11): 2975–82. doi:10.1519/JSC.0b013e3182711e0b.
- Hartmann, B. R., B. Drews, et T. Kayser. 1997. « Physical Therapy Improves Venous Hemodynamics in Cases of Primary Varicosity: Results of a Controlled Study ». *Angiology* 48 (2): 157–62. doi:10.1177/000331979704800209.
- Hauswirth, C., F. Bieuzen, E. Barbiche, et J. Brisswalter. 2010. « Réponses physiologiques liées à une immersion en eau froide et à une cryostimulation-cryothérapie en corps entier : effets sur la récupération après un exercice musculaire ». *Science & Sports* 25 (3): 121–31. doi:10.1016/j.scispo.2009.12.001.
- Haute Autorité de Santé. 2010. « Dispositifs de compression médicale à usage individuel utilisation en pathologies vasculaires ». Service Evaluation des Dispositifs.
- Hernandez, J. P., et W. D. Franke. 2004. « Age- and Fitness-Related Differences in Limb Venous Compliance Do Not Affect Tolerance to Maximal Lower Body Negative Pressure in Men and Women ». *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)* 97 (3): 925–29. doi:10.1152/jappphysiol.01328.2003.
- Hernandez, Juliane P., et Warren D. Franke. 2005. « Effects of a 6-Mo Endurance-Training Program on Venous Compliance and Maximal Lower Body Negative Pressure in Older Men and Women ». *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)* 99 (3): 1070–77. doi:10.1152/jappphysiol.01169.2004.
- Hopkins, N D, D J Green, T M Tinken, L Sutton, N McWhannell, D H J Thijssen, N T Cable, G Stratton, et K George. 2009. « Does conduit artery diameter vary according to the anthropometric characteristics of children or men? » *American journal of physiology. Heart and circulatory physiology* 297 (6): H2182–2187. doi:10.1152/ajpheart.00228.2009.
- Hopkins, William G., Stephen W. Marshall, Alan M. Batterham, et Juri Hanin. 2009. « Progressive Statistics for Studies in Sports Medicine and Exercise Science ». *Medicine and Science in Sports and Exercise* 41 (1): 3–13. doi:10.1249/MSS.0b013e31818cb278.
- Ibegbuna, V, K Delis, et A N Nicolaidis. 1997. « Effect of lightweight compression stockings on venous haemodynamics ». *International angiology: a journal of the International Union of Angiology* 16 (3): 185–88.
- Ibegbuna, Veronica, Konstantinos T Delis, Andrew N Nicolaidis, et Olayide Aina. 2003. « Effect of elastic compression stockings on venous hemodynamics during walking ». *Journal of Vascular Surgery: Official Publication, the Society for Vascular Surgery [and] International Society for Cardiovascular Surgery, North American Chapter* 37 (2): 420–25. doi:10.1067/mva.2003.104.
- Izumi, M., M. Ikeuchi, T. Mitani, S. Taniguchi, et T. Tani. 2010. « Prevention of Venous Stasis in the Lower Limb by Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation ». *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery* 39 (5): 642–45. doi:10.1016/j.ejvs.2009.11.035.
- Jacobsohn, Eric, Robin Chorn, et Michael O'Connor. 1997. « The Role of the Vasculature in Regulating Venous Return and Cardiac Output: Historical and Graphical Approach ». *Canadian Journal of Anaesthesia* 44 (8): 849–67. doi:10.1007/BF03013162.
- Jakeman, John R., Chris Byrne, et Roger G. Eston. 2010. « Efficacy of Lower Limb Compression and Combined Treatment of Manual Massage and Lower Limb Compression on Symptoms of Exercise-Induced Muscle Damage in Women ». *Journal of Strength and Conditioning Research / National Strength & Conditioning Association* 24 (11): 3157–65. doi:10.1519/JSC.0b013e3181e4f80c.
- Jawien, Arkadiusz. 2003. « The influence of environmental factors in chronic venous insufficiency ». *Angiology* 54 Suppl 1 (août): S19-31.
- Jenkins, J. Stephen, et Paul Michael. 2014a. « Deep Venous Thrombosis: An Interventionalist's Approach ». *The Ochsner Journal* 14 (4): 633–40.
- . 2014b. « Deep Venous Thrombosis: An Interventionalist's Approach ». *The Ochsner Journal* 14 (4): 633–40.
- Jensen, Peter, Suzanne Scott, Peter Krstrup, et Magni Mohr. 2013. « Physiological Responses and Performance in a Simulated Trampoline Gymnastics Competition in Elite Male Gymnasts ». *Journal of Sports Sciences* 31 (16): 1761–69. doi:10.1080/02640414.2013.803591.
- J.H. Wilmore, et D.L. Costill. 2009. *PHYSIOLOGIE DU SPORT ET DE L'EXERCICE*. De Boeck.
- Kahn, S. R., H. Partsch, S. Vedantham, P. Prandoni, C. Kearon, et Subcommittee on Control of Anticoagulation of the Scientific and Standardization Committee of the International Society on Thrombosis and Haemostasis. 2009. « Definition of Post-Thrombotic Syndrome of the Leg for Use in Clinical Investigations: A Recommendation for Standardization ». *Journal of Thrombosis and Haemostasis: JTH* 7 (5): 879–83. doi:10.1111/j.1538-7836.2009.03294.x.
- Kan, Y. M., et K. T. Delis. 2001. « Hemodynamic Effects of Supervised Calf Muscle Exercise in Patients with

- Venous Leg Ulceration: A Prospective Controlled Study ». *Archives of Surgery (Chicago, Ill.: 1960)* 136 (12): 1364–69.
- Kaplan, Robert M, Michael H Criqui, Julie O Denenberg, John Bergan, et Arnost Fronck. 2003. « Quality of life in patients with chronic venous disease: San Diego population study ». *Journal of Vascular Surgery: Official Publication, the Society for Vascular Surgery [and] International Society for Cardiovascular Surgery, North American Chapter* 37 (5): 1047–53. doi:10.1067/mva.2003.168.
- Kenney, W. L., et C. G. Armstrong. 1987. « The Effect of Aerobic Conditioning on Venous Pooling in the Foot ». *Medicine and Science in Sports and Exercise* 19 (5): 474–79.
- Knipp, Brian S., Eric Ferguson, David M. Williams, Narasimham J. Dasika, Wojciech Cwikiel, Peter K. Henke, et Thomas W. Wakefield. 2007. « Factors Associated with Outcome after Interventional Treatment of Symptomatic Iliac Vein Compression Syndrome ». *Journal of Vascular Surgery* 46 (4): 743–49. doi:10.1016/j.jvs.2007.05.048.
- Koller, A., G. Dörnyei, et G. Kaley. 1998. « Flow-Induced Responses in Skeletal Muscle Venules: Modulation by Nitric Oxide and Prostaglandins ». *The American Journal of Physiology* 275 (3 Pt 2): H831-836.
- Kügler, C, M Strunk, et G Rudofsky. 2001. « Venous pressure dynamics of the healthy human leg. Role of muscle activity, joint mobility and anthropometric factors ». *Journal of Vascular Research* 38 (1): 20–29.
- Kurabayashi, Hitoshi, Kousei Tamura, Jun'ichi Tamura, et Kazuo Kubota. 2001. « The effects of hydraulic pressure on atrial natriuretic peptide during rehabilitative head-out water immersion ». *Life Sciences* 69 (9): 1017–21. doi:10.1016/S0024-3205(01)01193-6.
- Kurstjens, R. L. M., M. a. F. de Wolf, H. W. Konijn, I. M. Toonder, P. J. Nelemans, R. de Graaf, et C. H. A. Wittens. 2016. « Intravenous Pressure Changes in Patients with Postthrombotic Deep Venous Obstruction: Results Using a Treadmill Stress Test ». *Journal of Thrombosis and Haemostasis: JTH* 14 (6): 1163–70. doi:10.1111/jth.13333.
- Kwon, Oh-Yun, Do-Young Jung, Young Kim, Sang-Hyun Cho, et Chung-Hwi Yi. 2003. « Effects of ankle exercise combined with deep breathing on blood flow velocity in the femoral vein ». *Australian Journal of Physiotherapy* 49 (4): 253–58. doi:10.1016/S0004-9514(14)60141-0.
- Labropoulos, Nicos, Marc Borge, Kenneth Pierce, et Peter J. Pappas. 2007. « Criteria for Defining Significant Central Vein Stenosis with Duplex Ultrasound ». *Journal of Vascular Surgery* 46 (1): 101–7. doi:10.1016/j.jvs.2007.02.062.
- Larousse, Éditions. 2017. « Définitions : sport - Dictionnaire de français Larousse ».
- Lattier, G., G. Y. Millet, A. Martin, et V. Martin. 2004. « Fatigue and Recovery after High-Intensity Exercise. Part II: Recovery Interventions ». *International Journal of Sports Medicine* 25 (7): 509–15. doi:10.1055/s-2004-820946.
- Le Tohic, A., H. Bastian, M. Pujo, P. Beslot, R. Mollard, et P. Madelenat. 2009. « [Effects of electrostimulation (Veinoplus) on lower limbs venous insufficiency-related symptoms during pregnancy. Preliminary study] ». *Gynécologie, Obstétrique & Fertilité* 37 (1): 18–24. doi:10.1016/j.gyobfe.2008.09.019.
- Léger, L, et R Boucher. 1980. « An indirect continuous running multistage field test: the Université de Montréal track test ». *Canadian Journal of Applied Sport Sciences. Journal Canadien Des Sciences Appliquées Au Sport* 5 (2): 77–84.
- Lemasle, Ph. 2015. « Chapitre 4 - Anatomie et écho-anatomie ». In *Maladie veineuse chronique*, édité par Jean-Louis Guilmot, 27–53. Paris: Elsevier Masson. doi:10.1016/B978-2-294-74490-7.00004-6.
- Louisy, F, J C Jouanin, et C Y Guezennec. 1997. « Filling and emptying characteristics of lower limb venous network in athletes. Study by postural plethysmography ». *International journal of sports medicine* 18 (1): 26–29. doi:10.1055/s-2007-972590.
- Louisy, F, P Schroiff, C Y Guezennec, et A Guell. 1995. « Leg venous hemodynamics and leg volumes during a 42 day -6 degrees head-down bedrest ». *Acta astronautica* 36 (8–12): 575–79.
- Luizy, F. 2011. « Chapitre 1 - Pathologie Veineuse Aiguë: Anatomie des Veines Profondes ». In *Traité de médecine vasculaire.*, édité par Société française de médecine vasculaire, Collège des enseignants de médecine vasculaire, et Collège français de pathologie vasculaire, 3–116. Paris: Elsevier Masson. doi:10.1016/B978-2-294-71346-0.50001-X.
- Lussiana, T, N Fabre, K Hébert-Losier, et L Mourot. 2013. « Effect of Slope and Footwear on Running Economy and Kinematics ». *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 23 (4): e246-253. doi:10.1111/sms.12057.
- Lyons, G. M., G. E. Leane, et P. A. Grace. 2002. « The Effect of Electrical Stimulation of the Calf Muscle and Compression Stocking on Venous Blood Flow Velocity ». *European Journal of Vascular and*

- Endovascular Surgery* 23 (6): 564–66. doi:10.1053/ejvs.2002.1652.
- Macrae, Braid A, James D Cotter, et Raechel M Laing. 2011. « Compression garments and exercise: garment considerations, physiology and performance ». *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)* 41 (10): 815–43. doi:10.2165/11591420-000000000-00000.
- Malone, John K., Catherine Blake, et Brian M. Caulfield. 2014. « Neuromuscular Electrical Stimulation during Recovery from Exercise: A Systematic Review ». *Journal of Strength and Conditioning Research / National Strength & Conditioning Association* 28 (9): 2478–2506. doi:10.1519/JSC.0000000000000426.
- Marqués-Jiménez, Diego, Julio Calleja-González, Iñaki Arratibel, Anne Deletrat, et Nicolás Terrados. 2016. « Are Compression Garments Effective for the Recovery of Exercise-Induced Muscle Damage? A Systematic Review with Meta-Analysis ». *Physiology & Behavior* 153 (janvier): 133–48. doi:10.1016/j.physbeh.2015.10.027.
- Martin, Vincent, Guillaume Y. Millet, Grégory Lattier, et Loïc Perrod. 2004. « Effects of Recovery Modes after Knee Extensor Muscles Eccentric Contractions ». *Medicine and Science in Sports and Exercise* 36 (11): 1907–15.
- Maufrais, Claire, Grégoire P. Millet, Iris Schuster, Thomas Rupp, et Stéphane Nottin. 2016. « Progressive and Biphasic Cardiac Responses during Extreme Mountain Ultramarathon ». *American Journal of Physiology. Heart and Circulatory Physiology* 310 (10): H1340–1348. doi:10.1152/ajpheart.00037.2016.
- Mayrovitz, H. N., et J. M. Macdonald. 2010. « Medical Compression: Effects on Pulsatile Leg Blood Flow ». *International Angiology: A Journal of the International Union of Angiology* 29 (5): 436–41.
- McCormick, Alister, Carla Meijen, et Samuele Marcora. 2015. « Psychological Determinants of Whole-Body Endurance Performance ». *Sports Medicine (Auckland, N.z.)* 45 (7): 997–1015. doi:10.1007/s40279-015-0319-6.
- Meissner, Mark H. 2005. « Lower Extremity Venous Anatomy ». *Seminars in Interventional Radiology* 22 (3): 147–56. doi:10.1055/s-2005-921948.
- Meissner, Mark H, Gregory Moneta, Kevin Burnand, Peter Gloviczki, Joann M Lohr, Fedor Lurie, Mark A Mattos, et al. 2007. « The hemodynamics and diagnosis of venous disease ». *Journal of Vascular Surgery: Official Publication, the Society for Vascular Surgery [and] International Society for Cardiovascular Surgery, North American Chapter* 46 Suppl S (décembre): 4S–24S. doi:10.1016/j.jvs.2007.09.043.
- Ménétrier, A., S. Béliard, G. Ravier, L. Mourot, M. Bouhaddi, J. Regnard, et N. Tordi. 2015. « Changes in Femoral Artery Blood Flow during Thermoneutral, Cold, and Contrast-Water Therapy ». *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 55 (7–8): 768–75.
- Ménétrier, A., L. Mourot, B. Degano, M. Bouhaddi, G. Walther, J. Regnard, et N. Tordi. 2015. « Effects of Three Postexercise Recovery Treatments on Femoral Artery Blood Flow Kinetics ». *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 55 (4): 258–66.
- Ménétrier, Arnaud, Julien Pinot, Laurent Mourot, Frédéric Grappe, Malika Bouhaddi, Jacques Regnard, et Nicolas Tordi. 2013. « Effects of Recovery using Contrast Water Therapy or Compression Stockings on Subsequent 5-min Cycling Performance ». *Journal of Science and Cycling* 2 (2): 49–56.
- Mika, Anna, Łukasz Oleksy, Renata Kielnar, Ewa Wodka-Natkaniec, Magdalena Twardowska, Kamil Kamiński, et Zbigniew Małek. 2016. « Comparison of Two Different Modes of Active Recovery on Muscles Performance after Fatiguing Exercise in Mountain Canoeist and Football Players ». *PloS One* 11 (10): e0164216. doi:10.1371/journal.pone.0164216.
- Miller, Jordan D., David F. Pegelow, Anthony J. Jacques, et Jerome A. Dempsey. 2005. « Skeletal Muscle Pump versus Respiratory Muscle Pump: Modulation of Venous Return from the Locomotor Limb in Humans ». *The Journal of Physiology* 563 (Pt 3): 925–43. doi:10.1113/jphysiol.2004.076422.
- Millet, Guillaume Y, Katja Tomazin, Samuel Verges, Christopher Vincent, Régis Bonnefoy, Renée-Claude Boisson, Laurent Gergelé, Léonard Féasson, et Vincent Martin. 2011. « Neuromuscular consequences of an extreme mountain ultra-marathon ». *PloS one* 6 (2): e17059. doi:10.1371/journal.pone.0017059.
- Mohr, Magni, Peter Krstrup, et Jens Bangsbo. 2003. « Match Performance of High-Standard Soccer Players with Special Reference to Development of Fatigue ». *Journal of Sports Sciences* 21 (7): 519–28. doi:10.1080/0264041031000071182.
- Monahan, K. D., F. A. Dinunno, D. R. Seals, et J. R. Halliwill. 2001. « Smaller Age-Associated Reductions in Leg Venous Compliance in Endurance Exercise-Trained Men ». *American Journal of Physiology. Heart and Circulatory Physiology* 281 (3): H1267–1273.
- Morris, Rhys J., et John P. Woodcock. 2004. « Evidence-Based Compression ». *Annals of Surgery* 239 (2): 162–71. doi:10.1097/01.sla.0000109149.77194.6c.

- Morton, R. Hugh. 2007. « Contrast water immersion hastens plasma lactate decrease after intense anaerobic exercise ». *Journal of Science and Medicine in Sport* 10 (6): 467–70. doi:10.1016/j.jsams.2006.09.004.
- Nicolaides, A N. 2000. « Investigation of chronic venous insufficiency: A consensus statement (France, March 5-9, 1997) ». *Circulation* 102 (20): E126-163.
- Osada, T., T. Katsumura, T. Hamaoka, N. Murase, M. Naka, et T. Shimomitsu. 2002. « Quantitative Effects of Respiration on Venous Return during Single Knee Extension-Flexion ». *International Journal of Sports Medicine* 23 (3): 183–90. doi:10.1055/s-2002-23177.
- Osgnach, Cristian, Stefano Poser, Riccardo Bernardini, Roberto Rinaldo, et Pietro Enrico di Prampero. 2010. « Energy Cost and Metabolic Power in Elite Soccer: A New Match Analysis Approach ». *Medicine and Science in Sports and Exercise* 42 (1): 170–78. doi:10.1249/MSS.0b013e3181ae5cfd.
- P. Rochcongar, et H. Monod. 2009. *Médecine du sport*. Masson. Pour le praticien 4.
- Pang, C. C. 2000. « Measurement of Body Venous Tone ». *Journal of Pharmacological and Toxicological Methods* 44 (2): 341–60.
- . 2001. « Autonomic Control of the Venous System in Health and Disease: Effects of Drugs ». *Pharmacology & Therapeutics* 90 (2–3): 179–230.
- Paolini, David J., Anthony J. Comerota, et Linda S. Jones. 2008. « Lower extremity arterial inflow is adversely affected in patients with venous disease ». *Journal of Vascular Surgery* 48 (4): 960–64. doi:10.1016/j.jvs.2008.05.058.
- Park, K. S., J. K. Choi, et Y. S. Park. 1999. « Cardiovascular Regulation during Water Immersion ». *Applied Human Science: Journal of Physiological Anthropology* 18 (6): 233–41.
- Partsch, Hugo. 2012. « Compression Therapy: Clinical and Experimental Evidence ». *Annals of Vascular Diseases* 5 (4): 416–22. doi:10.3400/avd.ra.12.00068.
- Partsch, Hugo, Michael Clark, Sophie Bassez, Jean-Patrick Benigni, Francis Becker, Vladimir Blazek, Joseph Caprini, et al. 2006. « Measurement of Lower Leg Compression in Vivo: Recommendations for the Performance of Measurements of Interface Pressure and Stiffness: Consensus Statement ». *Dermatologic Surgery: Official Publication for American Society for Dermatologic Surgery [et Al.]* 32 (2): 224–232; discussion 233.
- Pawelczyk, J. A., W. L. Kenney, et P. Kenney. 1988. « Cardiovascular Responses to Head-up Tilt after an Endurance Exercise Program ». *Aviation, Space, and Environmental Medicine* 59 (2): 107–12.
- Peiffer, Jeremiah J., Chris R. Abbiss, Kazunori Nosaka, Jonathan M. Peake, et Paul B. Laursen. 2009. « Effect of cold water immersion after exercise in the heat on muscle function, body temperatures, and vessel diameter ». *Journal of Science and Medicine in Sport* 12 (1): 91–96. doi:10.1016/j.jsams.2007.10.011.
- Pérez-Martin, A., I. Schuster, S. Mestre, F. Veye, I. Quéré, et M. Dauzat. 2015. « Chapitre 2 - Physiologie de la circulation veineuse systémique et de la circulation pulmonaire ». In *La maladie thrombo-embolique veineuse*, édité par Philippe Lacroix, 7–16. Paris: Content Repository Only! doi:10.1016/B978-2-294-74489-1.00002-4.
- Perrey, Stéphane. 2008. « Compression Garments: Evidence for their Physiological Effects (P208) ». In *The Engineering of Sport 7*, par Margaret Estivalet et Pierre Brisson, 319–28. Paris: Springer Paris. <http://www.springerlink.com/content/qq13207123846367/>.
- Perrin, M. 2008. « La CEAP « Nouvelle » ». */data/revues/03980499/00300002/103/*, mars. <http://www.em-consulte.com/en/article/125213>.
- . 2015. « Chapitre 2 - Classification et scores de sévérité des affections veineuses chroniques ». In *Maladie veineuse chronique*, édité par Jean-Louis Guilmot, 9–15. Paris: Elsevier Masson. doi:10.1016/B978-2-294-74490-7.00002-2.
- Porter, J. M., et G. L. Moneta. 1995. « Reporting Standards in Venous Disease: An Update. International Consensus Committee on Chronic Venous Disease ». *Journal of Vascular Surgery* 21 (4): 635–45.
- Pournot, Herve, Francois Bieuzen, Rob Duffield, Pierre-Marie Lepretre, Christophe Cozzolino, et Christophe Hausswirth. 2011. « Short Term Effects of Various Water Immersions on Recovery from Exhaustive Intermittent Exercise ». *European Journal of Applied Physiology* 111 (7): 1287–95. doi:10.1007/s00421-010-1754-6.
- Prampero, Pietro E. di, Alberto Botter, et Cristian Osgnach. 2015. « The Energy Cost of Sprint Running and the Role of Metabolic Power in Setting Top Performances ». *European Journal of Applied Physiology* 115 (3): 451–69. doi:10.1007/s00421-014-3086-4.
- Rabe, E, J J Guex, A Puskas, A Scuderi, et F Fernandez Quesada. 2012. « Epidemiology of chronic venous disorders in geographically diverse populations: results from the Vein Consult Program ». *International*

- angiology: a journal of the International Union of Angiology* 31 (2): 105–15.
- Rabe, E., H. Partsch, M. Jünger, M. Abel, I. Achhammer, F. Becker, A. Cornu-Thenard, et al. 2008. « Guidelines for Clinical Studies with Compression Devices in Patients with Venous Disorders of the Lower Limb ». *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery: The Official Journal of the European Society for Vascular Surgery* 35 (4): 494–500. doi:10.1016/j.ejvs.2007.08.006.
- Raffetto, J D, et R A Khalil. 2008. « Mechanisms of varicose vein formation: valve dysfunction and wall dilation ». *Phlebology / Venous Forum of the Royal Society of Medicine* 23 (2): 85–98. doi:10.1258/phleb.2007.007027.
- Raju, Seshadri, et Peter Neglén. 2009. « Percutaneous Recanalization of Total Occlusions of the Iliac Vein ». *Journal of Vascular Surgery* 50 (2): 360–68. doi:10.1016/j.jvs.2009.01.061.
- Ravier, Gilles, Romain Bouzigon, Samuel Beliard, Nicolas Tordi, et Frederic Grappe. 2016. « Benefits Of Compression Garments Worn During Handball-Specific Circuit On Short-Term Fatigue In Professional Players ». *Journal of Strength and Conditioning Research*, janvier. doi:10.1519/JSC.0000000000001342.
- Recek, C. 2004. « The venous reflux ». *Angiology* 55 (5): 541–48.
- . 2006. « Conception of the venous hemodynamics in the lower extremity ». *Angiology* 57 (5): 556–63. doi:10.1177/0003319706293117.
- Recek, Cestmir. 2013. « Calf Pump Activity Influencing Venous Hemodynamics in the Lower Extremity ». *The International Journal of Angiology: Official Publication of the International College of Angiology, Inc* 22 (1): 23–30. doi:10.1055/s-0033-1334092.
- Reinharez, D. 1977. « [Effects of various sport activities on peripheral venous diseases] ». *Phlébologie* 30 (3): 241–48.
- Ricci, Stefano, Leo Moro, et Raffaele Antonelli Incalzi. 2014. « The Foot Venous System: Anatomy, Physiology and Relevance to Clinical Practice ». *Dermatologic Surgery: Official Publication for American Society for Dermatologic Surgery [et Al.]* 40 (3): 225–33. doi:10.1111/dsu.12381.
- Rimaud, D., R. Convert, et P. Calmels. 2014. « In vivo measurement of compression bandage interface pressures: The first study ». *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* 57 (6): 394–408. doi:10.1016/j.rehab.2014.06.005.
- Rimaud, Diana, Christian Boissier, et Paul Calmels. 2008. « Evaluation of the Effects of Compression Stockings Using Venous Plethysmography in Persons With Spinal Cord Injury ». *The Journal of Spinal Cord Medicine* 31 (2): 202–7.
- Rosfors, S., L. M. Persson, et L. Blomgren. 2014. « Computerized Venous Strain-gauge Plethysmography is a Reliable Method for Measuring Venous Function ». *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery* 47 (1): 81–86. doi:10.1016/j.ejvs.2013.10.021.
- Rothe, C. F., et M. L. Gaddis. 1990. « Autoregulation of Cardiac Output by Passive Elastic Characteristics of the Vascular Capacitance System ». *Circulation* 81 (1): 360–68.
- Rowell, L. B. 1990. « Importance of Scintigraphic Measurements of Human Splanchnic Blood Volume ». *Journal of Nuclear Medicine: Official Publication, Society of Nuclear Medicine* 31 (2): 160–62.
- Ruckley, C Vaughan, Christine J Evans, Paul L Allan, Amanda J Lee, et F Gerald R Fowkes. 2002. « Chronic venous insufficiency: clinical and duplex correlations. The Edinburgh Vein Study of venous disorders in the general population ». *Journal of Vascular Surgery: Official Publication, the Society for Vascular Surgery [and] International Society for Cardiovascular Surgery, North American Chapter* 36 (3): 520–25.
- Rutherford, R. B., F. T. Padberg, A. J. Comerota, R. L. Kistner, M. H. Meissner, et G. L. Moneta. 2000. « Venous Severity Scoring: An Adjunct to Venous Outcome Assessment ». *Journal of Vascular Surgery* 31 (6): 1307–12.
- Small, K., L. R. McNaughton, M. Greig, M. Lohkamp, et R. Lovell. 2009. « Soccer Fatigue, Sprinting and Hamstring Injury Risk ». *International Journal of Sports Medicine* 30 (8): 573–78. doi:10.1055/s-0029-1202822.
- Smyth, Rebecca M. D., Nasreen Aflaifel, et Anthony A. Bamigboye. 2015. « Interventions for Varicose Veins and Leg Oedema in Pregnancy ». *The Cochrane Database of Systematic Reviews*, n° 10 (octobre): CD001066. doi:10.1002/14651858.CD001066.pub3.
- Société de Chirurgie Vasculaire de Langue Française. 2011. « Les varices des membres inférieurs ». *Société de Chirurgie Vasculaire de Langue Française*.
- Société Française de Nutrition. 2005. « Programme National Nutrition et Santé ».
- Société française de phlébologie, Chauveau M., Garreau C., Elbeze Y., Blanchemaison Ph., Veraart J.C.J.M., et

- Flusin M.C. 1995. « Phlébologie et sport ». In , 48 n°4:417–85. Phlébologie.
- Soosainathan, Arany, Hayley M. Moore, Manjit S. Gohel, et Alun H. Davies. 2013. « Scoring Systems for the Post-Thrombotic Syndrome ». *Journal of Vascular Surgery* 57 (1): 254–61. doi:10.1016/j.jvs.2012.09.011.
- Stein, P D, F Matta, A Y Yaekoub, S T Ahsan, A Badshah, F Younas, et J E Denier. 2010. « Effect of compression stockings on venous blood velocity and blood flow ». *Thrombosis and Haemostasis* 103 (1): 138–44. doi:10.1160/TH09-06-0365.
- Stewart, Julian M., Marvin S. Medow, Leslie D. Montgomery, et Kenneth McLeod. 2004. « Decreased Skeletal Muscle Pump Activity in Patients with Postural Tachycardia Syndrome and Low Peripheral Blood Flow ». *American Journal of Physiology. Heart and Circulatory Physiology* 286 (3): H1216-1222. doi:10.1152/ajpheart.00738.2003.
- Stick, C., W. Heinemann, et E. Witzleb. 1990. « Slow Volume Changes in Calf and Thigh during Cycle Ergometer Exercise ». *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 61 (5–6): 428–32.
- Stick, C., U. Hiedl, et E. Witzleb. 1993. « Volume Changes in the Lower Leg during Quiet Standing and Cycling Exercise at Different Ambient Temperatures ». *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 66 (5): 427–33.
- Stick, C., H. Jaeger, et E. Witzleb. 1992. « Measurements of Volume Changes and Venous Pressure in the Human Lower Leg during Walking and Running ». *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)* 72 (6): 2063–68.
- Suffran, J., F. X. Galen, G. Habrioux, C. Norelle, D. Mas, N. Barbelet, C. Bianchi, M. T. Capdepon, D. Gautier, et J. Lachèze. 1991. « [Atrial natriuretic factor: one of the mechanisms of action of the phlebology bath at Barbotan] ». *Journal Des Maladies Vasculaires* 16 (2): 99–104.
- Sumner DS., et van Bemmelen PS. 1997. « Hemodynamics of venous system. » In *In Raju S, Villavicencio JL eds.*, 16–59. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Takase, S, L Pascarella, L Lerond, J J Bergan, et G W Schmid-Schönbein. 2004. « Venous hypertension, inflammation and valve remodeling ». *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery: The Official Journal of the European Society for Vascular Surgery* 28 (5): 484–93. doi:10.1016/j.ejvs.2004.05.012.
- Taylor, Tom, Daniel J. West, Glyn Howatson, Chris Jones, Richard M. Bracken, Thomas D. Love, Christian J. Cook, Eamon Swift, Julien S. Baker, et Liam P. Kilduff. 2015. « The Impact of Neuromuscular Electrical Stimulation on Recovery after Intensive, Muscle Damaging, Maximal Speed Training in Professional Team Sports Players ». *Journal of Science and Medicine in Sport / Sports Medicine Australia* 18 (3): 328–32. doi:10.1016/j.jsams.2014.04.004.
- Tessitore, Antonio, Romain Meeusen, Rita Pagano, Cinzia Benvenuti, Monica Tiberi, et Laura Capranica. 2008. « Effectiveness of Active versus Passive Recovery Strategies after Futsal Games ». *Journal of Strength and Conditioning Research / National Strength & Conditioning Association* 22 (5): 1402–12. doi:10.1519/JSC.0b013e31817396ac.
- Tschakovsky, M. E., et R. L. Hughson. 2000. « Venous Emptying Mediates a Transient Vasodilation in the Human Forearm ». *American Journal of Physiology. Heart and Circulatory Physiology* 279 (3): H1007-1014.
- Tschakovsky, Michael E., et Don D. Sheriff. 2004. « Immediate exercise hyperemia: contributions of the muscle pump vs. rapid vasodilation ». *Journal of Applied Physiology* 97 (2): 739–47. doi:10.1152/jappphysiol.00185.2004.
- Tuchsen, F, H Hannerz, H Burr, et N Krause. 2005. « Prolonged standing at work and hospitalisation due to varicose veins: a 12 year prospective study of the Danish population ». *Occupational and Environmental Medicine* 62 (12): 847–50. doi:10.1136/oem.2005.020537.
- Vasdekis, Spyros N., Ioannis Tzemailas, Constantine N. Antonopoulos, Sotiria Mastoraki, George K. Mantas, et Andreas Lazaris. 2017. « The value of near-infrared spectroscopy for the assessment of calf muscle function in venous patients ». *Journal of Vascular Surgery: Venous and Lymphatic Disorders* 5 (2): 244–53. doi:10.1016/j.jvsv.2016.01.006.
- Vasquez, M. A., et C. E. Munschauer. 2008. « Venous Clinical Severity Score and Quality-of-Life Assessment Tools: Application to Vein Practice ». *Phlebology / Venous Forum of the Royal Society of Medicine* 23 (6): 259–75. doi:10.1258/phleb.2008.008018.
- Versey, Nathan G., Shona L. Halson, et Brian T. Dawson. 2013. « Water Immersion Recovery for Athletes: Effect on Exercise Performance and Practical Recommendations ». *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)* 43 (11): 1101–30. doi:10.1007/s40279-013-0063-8.

- Villalta, S., P. Bagatella, A. Piccioli, A. W. Lensing, M. H. Prins, C. Piccioli, A. W. A. Lensing, et P. Prandoni. 1994. « Assessment of validity and reproducibility of a clinical scale for the post-thrombotic syndrome », janvier. <https://www.scienceopen.com/document?vid=804de613-4ec3-4177-b9ea-b3bce2292da0>.
- Vitiello, Damien, Francis Degache, Jonas J. Saugy, Nicolas Place, Federico Schena, et Grégoire P. Millet. 2015. « The Increase in Hydric Volume Is Associated to Contractile Impairment in the Calf after the World's Most Extreme Mountain Ultra-Marathon ». *Extreme Physiology & Medicine* 4: 18. doi:10.1186/s13728-015-0037-6.
- W Man, Ivy O., Gila S. Lepar, Matthew C. Morrissey, et Jozef K. Cywinski. 2003. « Effect of Neuromuscular Electrical Stimulation on Foot/Ankle Volume during Standing ». *Medicine and Science in Sports and Exercise* 35 (4): 630–34. doi:10.1249/01.MSS.0000058432.29149.08.
- Wecht, J. M., R. E. de Meersman, J. P. Weir, W. A. Bauman, et D. R. Grimm. 2000. « Effects of Autonomic Disruption and Inactivity on Venous Vascular Function ». *American Journal of Physiology. Heart and Circulatory Physiology* 278 (2): H515-520.
- Wecht, Jill M, Ronald E De Meersman, Joseph P Weir, Ann M Spungen, et William A Bauman. 2003. « Cardiac homeostasis is independent of calf venous compliance in subjects with paraplegia ». *American journal of physiology. Heart and circulatory physiology* 284 (6): H2393-2399. doi:10.1152/ajpheart.01115.2002.
- Wilcock, Ian M., John B. Cronin, et Wayne A. Hing. 2006. « Physiological Response to Water Immersion: A Method for Sport Recovery? » *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)* 36 (9): 747–65.
- Wolf, Jean-Pierre, Malika Bouhaddi, Francis Louisy, Andrei Mikehiev, Laurent Mourot, Sylvie Cappelle, Fabrice Vuillier, Pierre Andre, Lucien Rumbach, et Jacques Regnard. 2006. « Side-effects of L-dopa on venous tone in Parkinson's disease: a leg-weighting assessment ». *Clinical science (London, England: 1979)* 110 (3): 369–77. doi:10.1042/CS20050247.
- Yamaki, Takashi. 2016. « Post-thrombotic syndrome – Recent aspects of prevention, diagnosis and clinical management ». *Reviews in Vascular Medicine* 6 (septembre): 10–19. doi:10.1016/j.rvm.2016.07.001.
- Yamaki, Takashi, Hisato Konoeda, Atsuyoshi Osada, Atsumori Hamahata, Taro Kono, Kazutaka Soejima, Motohiro Nozaki, et Hiroyuki Sakurai. 2014. « Measurement of calf muscle oxygenation during light-intensity exercise in patients with post-thrombotic syndrome ». *Journal of Vascular Surgery: Venous and Lymphatic Disorders* 2 (4): 424–32. doi:10.1016/j.jvsv.2014.05.009.
- Zuccarelli, F., J. Launay, J. Le Magrex, R. Mollard, P. Fargier, et M. Pujo. 2005. « Activation de la pompe musculaire du mollet par électrostimulation Veinoplus ». *Angéiologie* 57 (2): 48–54.

9 LISTE DES PUBLICATIONS

9.1 PUBLICATIONS EN LIEN DIRECT AVEC LA THESE

9.1.1 PREMIER AUTEUR

Beliard S, Chauveau M, Cros F, Tordi N.

La pompe veineuse surale garde son efficacité après une course à pied de 40 minutes.
Phlébologie. 2014; 67(1):53-8.

Beliard S, Chauveau M, Moscatiello T, Cros F, Ecartot F, Becker F.

Compression garments and exercise: no influence of pressure applied.
J Sports Sci Med. mars 2015;14(1):75-83.

S. Beliard, A. Menetrier, G. Ravier, M. Rakobowchuk, L. Mourot, N. Tordi.

Effects of thermoneutral water, cold-water and contrasting water temperature immersions
on lower limb vein cross-section
Science & Sports. 2017 ;32(2): e53-60.

S. Béliard, D. Feuvrier, E. Ducroux, L. Salomon du Mont

May Thurner Syndrome revealed by left calf venous claudication during running, a case
report

BMC Sports Science, Medicine & Rehabilitation

9.1.2 LISTE DES AUTEURS

Ménétrier, A., S. Béliard, G. Ravier, L. Mourot, M. Bouhaddi, J. Regnard, et N. Tordi.

Changes in Femoral Artery Blood Flow during Thermoneutral, Cold, and Contrast-Water
Therapy

The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness 201555 (7-8): 768-75.

G. Ravier, R. Bouzigon, S. Beliard, N. Tordi, F. Grappe.

Benefits Of Compression Garments Worn During Handball-Specific Circuit On Short-Term Fatigue In Professional Players

Journal of Strength and Conditioning Research, janvier 2016.

doi: 10.1519/JSC.0000000000001342

9.2 PUBLICATIONS SUR D'AUTRES THEMES

9.2.1 PREMIER AUTEUR

Béliard S, Costa P, Rinckenbach S.

Évolution du débit d'un pontage veineux in situ sous-inguinal au cours du premier mois postopératoire.

J Mal Vasc. oct 2014;39(5):337.

9.2.2 LISTE DES AUTEURS

D. Feuvrier, Y. Sagawa, S. Béliard, J. Pauchot, P. Decavel

Long-Term Donor-Site Morbidity after Vascularized Free Fibula Flap Harvesting: Clinical and Gait Analysis

Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery: JPRAS 2016 ; 69 (2): 262-69.

9.3 ARTICLES DE VULGARISATION

La compression en questions

Magazine Running Attitude

Février 2015 ; 152 : 14-15

S. Béliard, F. Bieuzen

Dispositifs de compression et activité physique

Institut de Recherche du Bien-être, de la Médecine et du Sport Santé

Décembre 2015

10 LISTE DES COMMUNICATIONS

10.1 COMMUNICATIONS EN LIEN DIRECT AVEC LA THESE

10.1.1 CONGRES NATIONAUX

- 2016** **Utilisation combinée d'un système d'électro stimulation neuro musculaire surale associé au port d'un dispositif de compression dans le cadre de la récupération post-exercice.**
Communication orale : 15^{ème} congrès de la Société Française de Médecine Vasculaire, 5-8/10/2016, Lyon.
- 2015** **Evaluation de la phase de récupération dans les suites d'un exercice de gymnastique aérobic en comparant une récupération passive à l'utilisation combinée du système Veinoplus Sport[®] associé à un dispositif de compression**
Journées de valorisation de la recherche, 03/11/2015, INSEP (Institut national du sport, de l'expertise et de la performance).
- 2015** **Revue de littérature sur les effets des dispositifs de compression dans la pratique sportive**
Congrès médical organisé par la fédération française de cyclisme le 17/10/2015 à Dole.
- 2014** **La pompe veineuse surale garde son efficacité après une course à pied de 40 minutes.**
The calf venous pump keeps its efficiency after a 40 minutes running.
Communication orale au congrès national de la Société Française de Phlébologie, décembre 2014 ; Béliard S. Chauveau M. Cros F. Tordi N.

10.1.2 CONGRES INTERNATIONAUX

- 2017** **Positive effects of specific calf-pump neuromuscular electrostimulation compared to placebo on performance during second half-time of a soccer match.**

Communication orale : 38^{ème} World Medical & Health Games & international sport medicine symposium, 1-8/07/2017, Marseille.

2017 **Is-it possible to improve significantly recovery during half-time of a soccer match ?**

Communication orale : World Conference on science & soccer, 01-02/06 /2017, Rennes.

10.2 COMMUNICATIONS SUR D'AUTRES THEMES

10.2.1 CONGRES NATIONAUX

2017 **Effets de l'utilisation à court terme d'un dispositif d'électrostimulation neuro musculaire surale (Veinoplus Arterial®) sur la microcirculation chez les patients artériopathes avec un statut hémodynamique d'ischémie permanente**

16^{ème} congrès de la Société Française de Médecine Vasculaire, 27-30/09/2017, Amiens. H. Thomas, B. Terriat, S. Béliard.

2016 **Etude pilote : évaluation de la distance de marche maximale du patient artériopathe des membres inférieurs.**

Présentation orale d'un poster : 15^{ème} congrès de la Société Française de Médecine Vasculaire, 5-8/10/2016, Lyon. C. Leboeuf, F. Mouglin-Guillaume, S. Béliard.

2016 **Apport de l'électrostimulation dans la prise en charge des troubles trophiques d'origine vasculaire**

4^{ème} réunion d'échanges sur la prise en charge des plaies, Dole.

2014 **Evolution du débit d'un pontage veineux in situ sous inguinal au cours du premier mois post opératoire**

Poster : congrès national de la Société Française de Médecine Vasculaire (1-4 octobre 2014). S. Béliard, P. Costa, S. Rinckenbach.

11 LISTE DES ABREVIATIONS

CK :	créatine kinase
CMJ :	<i>counter-movement jumps</i> , sauts en contre-mouvement
CPP :	comité de protection des personnes se
CWI :	<i>cold water immersion</i> ; immersion en eau froide (modalité d'immersion)
CWT :	<i>contrasting water temperature immersion</i> ; immersion contrastée (modalité d'immersion)
DOMS :	<i>delayed onset muscle soreness</i> ; courbatures (douleurs musculaires retardées)
D[A-V]O ₂ :	différence artério-veineuse du contenu en oxygène
ESNM :	électrostimulation neuro musculaire
ETT :	échographie trans-thoracique
FC :	fréquence cardiaque
GVS :	grande veine saphène
IVC :	insuffisance veineuse chronique
JSF :	jonction saphénofémorale
MI :	membres inférieurs
MTEV :	maladie thromboembolique veineuse
MVC :	maladie veineuse chronique
PVS :	petite veine saphène
Qc :	débit cardiaque
RV :	volume résiduel (pléthysmographie)
RVF :	fraction de volume résiduel (pléthysmographie)
SP :	<i>scoring performance</i> ; note attribuée lors d'une routine de gymnastique aérobie
SSI :	<i>static stiffness index</i> ; index de rigidité d'un dispositif de compression
TAV :	<i>time average velocity</i> ; vitesse moyenne évaluée en écho doppler au cours du temps
SPT :	syndrome post thrombotique
TNI :	<i>thermoneutral water immersion</i> ; immersion en eau tempérée (modalité d'immersion)

Liste des abréviations

UA :	unité arbitraire
VES :	volume d'éjection systolique
VFC :	veine fémorale commune
VMA :	vitesse maximale aérobie
VO ₂ :	consommation en oxygène
VTD :	volume télé-diastolique
VV :	volume veineux (pléthysmographie)

12 LISTE DES FIGURES

Figure 2.1 : Veines profondes du membre inférieur

1 : veine cave inférieure ; 2 : veine iliaque commune ; 3 : veine iliaque interne (drainage du pelvis) ; 4 : veine iliaque externe ; 5 : veine fémorale commune ; 6 : veine fémorale ; 7 : veine fémorale profonde ; 8 : veines circonflexes et quadricipitales ; 9 : veine poplitée ; 10 : veine tibio-fibulaire ; 11 : veines tibiales antérieures ; 12 : veines tibiales postérieures ; 13 : veines fibulaires ; 14 : veines plantaires ; 15 : veines dorsales du pied ; 16-17 : veines gastrocnémiennes ; 18-19 : veines jumelles.

Figure 2.2 : Structure de la paroi veineuse

La paroi veineuse comporte une adventice riche en fibres de collagène, une couche musculaire moins épaisse que dans la paroi artérielle, et une intima formant des replis constituant des valvules.

Figure 2.3 : Représentation graphique de la relation volume/pression veineuse

La compliance veineuse est élevée à basse pression transmurale et faible pour des pressions fortes pressions.

Figure 2.4 : Contraction musculaire et retour veineux

Lors de la contraction musculaire, les veines situées au sein des masses musculaires ou sous leurs aponévroses se trouvent écrasées, et le sang qu'elles contiennent est alors chassé en direction de l'atrium droit, à la condition que les valvules soient continentales en amont.

Figure 4.1 : Protocole de pléthysmographie dynamique des mollets (Nicolaidis 2000).

Figures 4.2 et 4.3 : Varices non systématisées des membres inférieurs (DU de phlébologie).

Figure 4.4 : Déroulement de l'étude n°1.

Figure 4.5 : Circuit défini dans le cadre du protocole SAFT⁹⁰ (Small et al. 2009)

Figure 4.6 : Déroulement de l'étude n°2

Figure 4.7 : Positions des sondes de pression pour la mesure de la pression d'interface
(Rimaud et al.2014)

Figure 4.8 : Dispositifs de compression F-LIKE FULL LEG COMPRESSPORT® (étude n°1)

Figure 4.9 : Gamme de tailles, dispositifs de compression F-LIKE FULL LEG COMPRESSPORT® (étude n°1)

Figure 4.10 : Dispositif d'électrostimulation neuromusculaire surale Veinoplus Sport® (Ad Rem Technology, Paris, France)

Figure 5.1 : Surface de la veine fémorale commune (mm²) comparaison entre le repos (Repos) et la 16^{ème} minute d'immersion (T16) dans les trois conditions

Thermoneutral immersion (TNI), contrast water therapy (CWT), cold water immersion (CWI).

Figure 5.2 : Surface de la veine grande saphène (mm²) comparaison entre le repos (Repos) et la 16^{ème} minute d'immersion (T16) dans les trois conditions

Thermoneutral immersion (TNI), contrast water therapy (CWT), cold water immersion (CWI).

Figure 5.3 : Arbre décisionnel devant une douleur surale déclenchée par la course à pied

Figure 5.4 : Hauteur de sauts (cm), évolution au cours de la simulation de la journée de compétition de gymnastique aérobic dans le groupe test et dans le groupe contrôle

Evaluation au repos (Repos), après la 1^{ère} routine (Post R1), après la 2nd routine (Post R2), après la 3^{ème} routine (Post R3) et après la 4^{ème} routine (Post R4).

* *possible effect*

** *likely effect*

Figure 5.5 : Lactatémie (aire sous la courbe mmol/l/min), comparaison au cours des sessions du matin et de l'après-midi dans le groupe test et dans le groupe contrôle.

** *likely effect*

Figure 5.6 : Echelle de ressenti de la phase de récupération

« Comment as-tu trouvé cette méthode de récupération ? » - entre 0 « pas bien du tout » et 10 « très très bien »

Comparaison du groupe test par rapport au groupe contrôle après chaque phase de récupération post-routine (Post R1, R2, R3 et R4).

* *possible effect*

** *likely effect*

Figure 5.7 : Hauteur de sauts (cm), comparaison de l'évolution entre la moyenne des valeurs obtenues lors des tests effectués après les trois blocs de la 1^{ère} mi-temps (MT1) et les valeurs mesurées immédiatement après la mi-temps (Post MT) et après les blocs 4, 5 et 6 de la 2nd mi-temps (Post B4, B5, B6), entre le groupe test et le groupe contrôle.

Figure 5.8 : Vitesse maximale du ballon (km/h), comparaison de l'évolution entre la moyenne des valeurs obtenues lors des tests effectués après les trois blocs de la 1^{ère} mi-temps (MT1) et les valeurs mesurées immédiatement après la mi-temps (Post MT) et après les blocs 4, 5 et 6 de la 2nd mi-temps (Post B4, B5, B6), entre le groupe test et le groupe contrôle.

** *likely effect*

Figure 5.9 : Temps mis pour parcourir 20 mètres en sprint (s), comparaison de l'évolution entre la moyenne des valeurs obtenues lors des tests effectués après les trois blocs de la 1^{ère} mi-temps (MT1) et les valeurs mesurées immédiatement après la mi-temps (Post MT) et après les blocs 4, 5 et 6 de la 2nd mi-temps (Post B4, B5, B6), entre le groupe test et le groupe contrôle.

** *likely effect*

Figure 5.10 : Accélération maximale lors des sprints (m/s^{-2}), comparaison de l'évolution entre la moyenne des valeurs obtenues lors des tests effectués après les trois blocs de la 1^{ère} mi-temps (MT1) et les valeurs mesurées immédiatement après la mi-temps (Post MT) et après les blocs 4, 5 et 6 de la 2nd mi-temps (Post B4, B5, B6), entre le groupe test et le groupe contrôle.

** *likely effect*

Figure 5.11 : Distance parcourue (m), comparaison de l'évolution entre la moyenne des valeurs obtenues lors des trois blocs de la 1^{ère} mi-temps (MT1) et les valeurs mesurées au cours des blocs 4, 5 et 6 de la 2nd mi-temps (B4, B5, B6), entre le groupe test et le groupe contrôle.

Figure 5.12 : Puissance métabolique (W/kg), comparaison de l'évolution entre la moyenne des valeurs obtenues lors des trois blocs de la 1^{ère} mi-temps (MT1) et les valeurs mesurées au cours des blocs 4, 5 et 6 de la 2nd mi-temps (B4, B5, B6), entre le groupe test et le groupe contrôle.

* *possible effect*

Figure 5.13 : Lactatémie (mmol/l), comparaison de l'évolution entre la valeur mesurée au repos et les valeurs mesurées avant la mi-temps (Pré MT), après la mi-temps (Post MT) et après le 6^{ème} bloc (Post B6), entre le groupe test et le groupe contrôle.

Figure 5.12 : fréquence cardiaque (bpm), comparaison de l'évolution entre la moyenne des valeurs obtenues lors des trois blocs de la 1^{ère} mi-temps (MT1) et les valeurs mesurées au cours des blocs 4, 5 et 6 de la 2nd mi-temps (B4, B5, B6), entre le groupe test et le groupe contrôle.

* *possible effect*

** *likely effect*

Figure 5.14 : Fréquence cardiaque (bpm), comparaison de l'évolution entre la moyenne des valeurs obtenues lors des trois blocs de la 1^{ère} mi-temps (MT1) et les valeurs mesurées au cours des blocs 4, 5 et 6 de la 2nd mi-temps (B4, B5, B6), entre le groupe test et le groupe contrôle.

* *possible effect*

** *likely effect*

Figure 5.15 : Echelle de ressenti de Borg (0-100), comparaison de l'évolution entre la moyenne des valeurs obtenues à la fin des trois blocs de la 1^{ère} mi-temps (MT1) et les valeurs évaluées immédiatement après les blocs 4, 5 et 6 de la 2nd mi-temps (Post B4, B5, B6), entre le groupe test et le groupe contrôle.

*** *very likely effect*

Figure 5.16 : Design de l'étude n°3 (étude contrôlée randomisée en cross over)

WO : wash out, période de repos de 35 minutes.

Figure 5.17 : Design de l'étude n°3

REPOS : sujet au repos en position semi-allongée, 15 min

EXERCICE : activité de pédalage à 60% de la FC Max théorique, 5 min

POST-EXERCICE : sujet au repos en position semi-allongée, 15 min



: échographie transthoracique (VES, DC)



: évaluation du débit sanguin (artériel DA et veineux DV) des MI



: mesure de la fréquence cardiaque FC tout au long de la session.

Figure 5.18 : Position semi-allongée du sujet lors des périodes de repos (T. Lussiana, Volodalen)

Figure 5.19 : Débit artériel (ml/min), évolution du débit artériel au repos (repos initial et repos 15 min) et en post-exercice (post-exercice immédiat et post-exercice 15 min) après la réalisation de 5 minutes de pédalage dans la condition test et dans la condition contrôle.

Figure 5.20 : Débit veineux (ml/min), évolution du débit veineux au repos (repos initial et repos 15 min) et en post-exercice (post-exercice immédiat et post-exercice 15 min) après la réalisation de 5 minutes de pédalage dans la condition test et dans la condition contrôle.

Figure 5.21 : Volume d'éjection systolique (ml), évolution du volume d'éjection systolique au repos (repos initial et repos 15 min) et en post-exercice (post-exercice immédiat et post-exercice 15 min) après la réalisation de 5 minutes de pédalage dans la condition test et dans la condition contrôle.

Figure 5.22 : Fréquence cardiaque (bpm), évolution de la fréquence cardiaque au repos (repos initial et repos 15 min) et en post-exercice (post-exercice immédiat et post-exercice 15 min) après la réalisation de 5 minutes de pédalage dans la condition test et dans la condition contrôle.

Figure 5.23 : Débit cardiaque (l/min), évolution du débit cardiaque au repos (repos initial et repos 15 min) et en post-exercice (post-exercice immédiat et post-exercice 15 min) après la réalisation de 5 minutes de pédalage dans la condition test et dans la condition contrôle.

13 LISTE DES TABLEAUX

Tableau 3.1 : Score de Villalta (Jean-Philippe Galanaud, Monreal, et Kahn 2017)

Les symptômes décrits par le patient et les signes cliniques évalués par le médecin lors de l'examen sont notés 0 (absent), 1 (léger), 2 (modéré) ou 3 (sévère), excepté l'ulcère pour lequel le médecin indique seulement s'il est présent ou absent. La somme des différents points attribués est réalisée et donne un score global : un score de 0-4 indique l'absence de syndrome post-thrombotique (SPT) ; 5-9 SPT léger ; 10-14 SPT modéré ; et >15 ou présence d'un ulcère, SPT sévère.

Tableau 3.2 : Diagnostics différentiels en cas de claudication intermittente (VALMI Veine Artère Lymphatique Microcirculation rédigé par le collège des enseignants de médecine vasculaire, 2016).

Tableau 4.1 : Classification CEAP révisée (Eklöf et al. 2004) (traduite en langue française (Perrin 2008))

Tableau 4.2 : Score d'évaluation des symptômes des affections veineuses chroniques (Carpentier et al. 2007)

Tableau 5.1 : Caractéristiques de la population de l'étude CODEPOVEIN

Tableau 5.2 : Synthèse des effets du port de dispositifs de compression au cours de l'activité physique ou lors de la phase de récupération

Ex: compression worn during exercise ; Rec: compression worn during recovery period ; perf: performance ; DOMS: delayed onset muscular soreness; SO2: oxygen saturation of the muscular tissue; lact: blood concentration of lactates; Vol leg : leg volume; Borg: perceived exertion evaluated with Borg scale; vibrations: oscillatory movement of the muscle; Blood flow: blood flow of muscle tissue

0: no positive effect (absent or negative effect); +: positive effect.

Tableau 5.3 : Pressions exercées par les dispositifs de compression au niveau de la cheville et au niveau du mollet (mm Hg)

**: in vivo measurement*

n: number of subjects in the study

Measured: as measured in our laboratory

Publication: as reported in the original article.

Tableau 5.4 : Caractéristiques de la population de l'étude « Effects of thermoneutral water, cold-water and contrasting water temperature immersions on lower limb vein cross-section »

Tableau 5.5 : Caractéristiques de la population de l'étude n°1 dans le groupe test (électrostimulation neuromusculaire surale + compression) et dans le groupe contrôle (récupération passive)

Tableau 5.6 : Notes attribuées dans les deux groupes (groupe test et groupe contrôle).

xR : moyenne des notes obtenue sur les quatre routines

R4 : note obtenue lors de la quatrième routine

xR-R4 : pourcentage de variation moyen.

Tableau 5.7 : Lactatémie sanguine (mmo/l) pour la session du matin

Valeurs mesurées au repos (Repos), à 1 minute, 3 minutes et 10 minutes après la routine 1 (Post R1) et après la routine 2 (Post R2), dans le groupe test et dans le groupe contrôle.

Tableau 5.8 : Lactatémie sanguine (mmo/l) pour la session de l'après-midi

Valeurs mesurées au repos (Repos), à 1 minute, 3 minutes et 10 minutes après la routine 3 (Post R3) et après la routine 4 (Post R4), dans le groupe test et dans le groupe contrôle.

Tableau 5.9 : Caractéristiques de la population de l'étude n°2 dans le groupe test (électrostimulation neuromusculaire surale) et dans le groupe contrôle (récupération passive).

Tableau 5.10 : Débits vasculaires (ml/min), au sein de la veine fémorale (VFC) et de l'artère fémorale commune (AFC) et, au repos (Repos) et à la fin de la mi-temps (Post MT), dans le groupe test et dans le groupe contrôle

** *likely effect*

*** *very likely effect*

Tableau 5.11 : Caractéristiques de la population de l'étude n°3

Tableau 5.12 : Caractéristiques des deux populations (groupe sport intensif et groupe contrôle) de l'étude n°4

Tableau 5.13 : Calibre des veines étudiées (mm) dans le groupe sport intensif et dans le groupe contrôle

14 ARTICLES

Trois articles ont été publiés au cours de la thèse :

- L'article intitulé « *The calf venous pump keeps its efficiency after a 40 minutes running* » (Béliard S., Chauveau M., Cros F. , Tordi N.) publié en décembre 2014 dans la revue *Phlébologie*, est issu de travaux réalisés en partenariat avec les laboratoires Innothéra (laboratoires Innothéra, Arcueil, France). L'étude avait bénéficié en amont de l'accord du Comité de Protection des Personnes Est II sous l'acronyme CODEPOVEIN.
- L'article intitulé « *Compression Garments and Exercise: No Influence of Pressure Applied* » (Samuel Béliard, Michel Chauveau, Timothée Moscatiello, François Cros, Fiona Ecartot, François Becker) a été publié en 2015 dans la revue *Journal of Sports Science and Medicine* (IF en 2015 : 2.0).
- L'article intitulé « *Effects of thermoneutral water, cold-water and contrasting water temperature immersions on lower limb vein cross-section* » (S. Béliard, A. Menetrier, G. Ravier, M. Rakobowchuk, L. Mourot, N. Tordi) a été publié en 2016 dans la revue *Science & Sports* (IF en 2015 : 0.55).

Trois autres études ont été rédigées sous forme d'articles scientifiques en anglais et soumises à des revues avec comité de relecture :

- L'article intitulé « *May Thurner Syndrome revealed by left calf venous claudication during running, a case report* » (Samuel Béliard, Damien Feuvrier, Emilie Ducroux, Lucie Salomon du Mont) est en cours de relecture (soumission en 10/2016, révisions majeures en 05/2017, révisions mineures en 07/2017) dans la revue *BMC Sports Science, Medicine & Rehabilitation*.
- L'étude n°1 a abouti à la rédaction d'un article intitulé « *Positive effects of specific calf-pump low-frequency electrical stimulation in association with a compression garment on performance during post exercise recovery in aerobic gymnastic* » (Samuel Béliard, Arnaud Ménétrier, Gael Ennequin, François Bieuzen, Nicolas Tordi). Cet article a été soumis à la revue *European Journal of Sports Science* en 08/2017, il est actuellement en cours de relecture.

- L'étude n°2 a aboutit à la rédaction d'un article intitulé « *Positive effects of specific calf-pump neuromuscular electrostimulation compared to placebo on performance during second half-time of a soccer match* » (Béliard S., Cassirame J., Ennequin G., Coratella G., Tordi N.). Cet article a été soumis à la revue *Journal of Sports Sciences* en 06/2017, il est actuellement en cours de relecture.

La pompe veineuse surale garde son efficacité après une course à pied de 40 minutes.

The calf venous pump keeps its efficiency after a 40 minutes running.

Béliard S.^{1,2}, Chauveau M.³, Cros F.³, Tordi N.^{4,5}

Résumé

Introduction : L'exercice physique réalisé de manière chronique a un rôle protecteur de la qualité du retour veineux. Les explications de cet effet bénéfique sont principalement l'augmentation de la masse musculaire du mollet, et le maintien d'une amplitude optimale de l'articulation de la cheville. Ainsi, la vidange veineuse est améliorée chez le sportif en endurance par rapport au sédentaire. En aigu, les effets d'un exercice physique sur le retour veineux sont mal connus.

Objectif : Analyser les effets à court terme de l'exercice sur la pompe veineuse surale.

Matériel et méthode : 16 hommes, sportifs, volontaires sains, ont couru pendant 40 minutes sur un tapis roulant. Une pléthysmographie veineuse dynamique des mollets a été réalisée avant, immédiatement après, et 48 heures après l'exercice physique.

Résultats : Immédiatement après l'exercice, le volume veineux (VV) est inchangé. La fraction de volume résiduel (VRF) est légèrement augmentée en post-exercice immédiat ; cette augmentation n'est pas statistiquement significative. À 48 heures, l'ensemble des paramètres a retrouvé une valeur identique aux valeurs pré-exercice.

Conclusion : Il n'a pas été mis en évidence d'altération de la pompe veineuse du mollet, telle que mesurée en pléthysmographie à jauge de contrainte, à la suite d'une course à pied de 40 minutes chez le sujet sain.

Mots-clés : retour veineux, pompe veineuse surale, exercice physique.

Summary

Introduction: Physical exercise performed in a chronic way has a protective effect on the venous return quality. The explanations of this beneficial effect are mainly the increase of the calf muscular mass, and the preservation of an optimal ankle joint amplitude.

So, the venous draining is improved in endurance athletes compared with sedentary population. However, the acute effects of physical exercise on the venous return are not very well known.

Objective: To analyze the short-term effects of exercise on the calf venous pump.

Material and methods: 16 male healthy volunteers athletes ran during 40 minutes on a treadmill. A dynamic venous plethysmography of the calfs was performed before, right after, and 48 hours after exercise.

Results: Immediately after the exercise, the venous volume (VV) was unchanged and the residual volume fraction (VRF) was slightly increased; this increase was not statistically significant. Forty-eight hours after the run, all the parameters reached their pre-exercise values.

Conclusion: No change of the calf venous pump, such as measured by strain gauge plethysmography, was found, following a 40 minutes running performed by trained healthy subjects.

Keywords: venous return, calf venous pump, physical exercise.

1. Samuel Béliard, 15, rue Jean Simon Berthelmy, 25000 Besançon, France. T l. : 06 65 77 07 81.

Médecine vasculaire, exploration fonctionnelle vasculaire, CHRU de Besançon, France.

2. EA3920 Marqueurs Pronostiques et Facteurs de Régulations des Pathologies Cardiaques et Vasculaires, Université de Franche-Comté, Besançon, France.

3. Laboratoires Innothera, Département de Biophysique, 22, avenue Aristide Briand, 94110 Arcueil, France.

4. EA4267 Fonctions et Dysfonctions physiologiques, Plateforme Exercice Performance Santé. Innovation, SFR FED 4234, Université de Franche-Comté, Besançon, France.

5. Centre d'Investigation Clinique INSERM CIT 808, CHRU de Besançon, France.

E-mail : samuel.beliard@gmail.com

Introduction

La pratique habituelle de la course à pied semble avoir un effet protecteur vis-à-vis de l'insuffisance veineuse.

L'effet mécanique d'un exercice physique sur la vidange veineuse de la jambe est reconnu depuis plus de 100 ans [1].

Louisy [2] a démontré au repos que la vidange veineuse, reflet de l'efficacité de la pompe veineuse surale, est améliorée chez le sportif en endurance par rapport au sédentaire.

L'explication de cet effet bénéfique réside principalement dans l'augmentation de la masse musculaire du mollet, et dans le maintien d'une amplitude maximale de l'articulation de la cheville [3].

Des statistiques issues de l'article de Leyk [4] réalisées sur 300 757 coureurs à l'occasion des marathons et semi-marathons courus en Allemagne entre 2003 et 2005 nous renseignent sur les catégories de population concernées par la pratique de la course à pied :

77,8 % d'hommes tous âges confondus ;

97 % des coureurs ont un âge inférieur ou égal à 55 ans.

Une étude physiologique sur la participation aux courses d'ultra endurance [5] retrouve globalement les mêmes répartitions de la population.

L'ensemble de ces données nous indique donc que la grande majorité des personnes pratiquant la course à pied est représentée par les hommes de moins de 55 ans.

Cette catégorie de population est la moins atteinte par la pathologie veineuse chronique [6].

Malgré ces données admises sur les effets bénéfiques de l'activité physique sur le long terme, il persiste des interrogations sur les effets aigus de l'exercice physique sur l'hémodynamique veineuse des membres inférieurs. L'exercice physique entraîne une augmentation du débit sanguin musculaire pour répondre à la demande métabolique accrue, et du débit sanguin cutané pour assurer la thermolyse.

Cette hyperhémie d'exercice se répercute sur les veines profondes et superficielles, dont le remplissage est fortement accru, comme l'ont montré les mesures effectuées après une marche prolongée (80 km) [7] ou un semi-marathon [8].

La dilatation des veines superficielles constatée dans cette condition a fait évoquer le déclenchement par l'exercice d'une insuffisance veineuse transitoire [9].

Ceci a conduit certains auteurs à proposer le port de compression en post-exercice [10, 11, 12, 13], afin d'améliorer le retour veineux et ainsi la récupération.

En fait, les modifications de la pompe veineuse du mollet entraînées par un exercice préalable sont peu connues.

Existe-t-il, comme certains auteurs le pensent, une insuffisance de la pompe du fait de la surcharge hémodynamique, ou bien l'efficacité de la vidange veineuse est-elle maintenue ?

La littérature ne nous permet pas de répondre à cette question.

L'objectif de cette étude est d'analyser les modifications de la pompe veineuse du mollet dans les suites d'un exercice physique. Pour ce faire, une pléthysmographie veineuse dynamique des mollets a été réalisée, avant, et au cours d'un exercice standardisé de course à pied.

Matériel et méthodes

Population (Tableau 1)

L'étude a porté sur 16 volontaires sains, sportifs, libres à consentir, tous masculins, âgés de 18 à 55 ans (tranche d'âge la plus représentative des participants à des preuves sportives), non fumeurs, ne consommant pas de toxiques, indemnes en particulier de trouble musculo-squelettique, cardiaque, ou vasculaire, s'engageant à s'abstenir de compétition sportive pendant la durée de l'étude (48 heures).

L'étude a été approuvée par le Comité de Protection des Personnes EST II.

Mesure de la fonction de pompe veineuse surale par pléthysmographie dynamique

Les variations de volume du mollet ont été enregistrées au moyen du pléthysmographe à jauge de contrainte EC6 et du système d'acquisition Powerlab modèle ML795 (ADInstruments, Colorado Springs, USA), et les données traitées à l'aide du logiciel Chart v5.5.3 (ADInstruments, Colorado Springs, USA).

La technique de mise en jeu de la pompe a suivi un protocole dérivé du protocole Christopoulos et Nicolaidis [14].

Le protocole de Christopoulos et Nicolaidis utilisait la pléthysmographie à air (Figure 1), alors que dans notre étude nous avons utilisé la pléthysmographie à jauge de contrainte.

	Age	Poids (kg)	Taille (cm)	IMC (kg/cm ²)	VMA (km/h)	FC Max (bpm)
Moyenne	26,3	74,4	177,6	23,6	16,1	196,4
cart type	6,3	8,9	6,9	2,9	1,6	8,6

TABLEAU 1 : Caractéristiques de la population étudiée (n = 16).

La pompe veineuse surale garde son efficacité après une course à pied de 40 minutes.

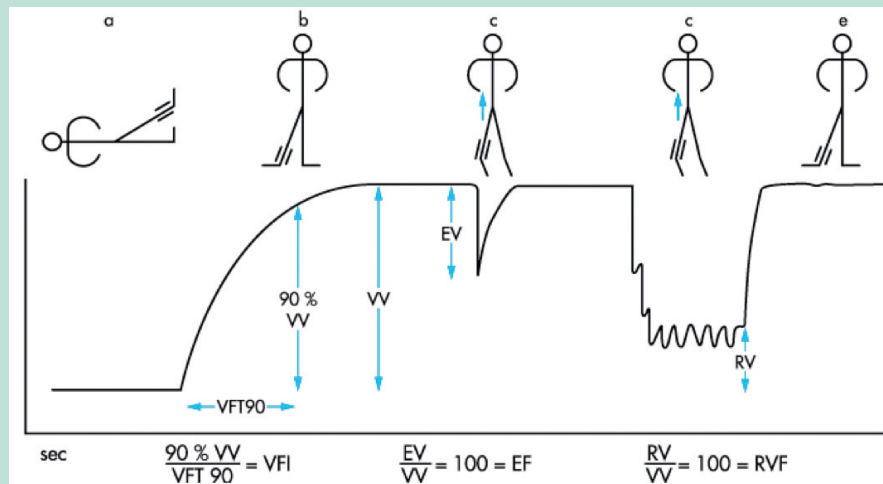


FIGURE 1 : Protocole de Christopoulos et Nicolaides.

Les variables mesurées sont les suivantes :

VV (ml/100 ml) : volume veineux, c'est-à-dire le remplissage veineux orthostatique ;

RV (ml/100 ml) : volume résiduel, mesuré à la fin des 10 *tiptoes* ;

RVF (%) = $(RV/VV) \times 100$: fraction de volume résiduel, qui quantifie l'efficacité de la pompe veineuse surale.

Dans le protocole de Christopoulos et Nicolaidis, la chambre remplie d'air est posée autour du mollet ; dans notre protocole, la jauge de contrainte est fixée sur la partie la plus large du mollet et maintenue en place par du sparadrap.

Le sujet reste en décubitus dorsal (a), la jambe quipe tant sur levée de 45 degrés pour assurer la vidange veineuse du mollet. Cette position est conservée 5 minutes (stabilisation du volume). Le volume minimal du mollet est enregistré.

Le sujet passe debout, en appui monopodal genou tendu sur la jambe non mesurée, la jambe mesurée restant relâchée, genou légèrement fléchi, le pied seulement posé au sol sans appui (b). Il maintient cette position jusqu'à la stabilisation du volume du mollet (contrôle visuel de l'expérimentateur), qui permet de mesurer le remplissage orthostatique (VV).

Le sujet passe en appui bipodal naturel, et effectue 10 montées-descentes sur la pointe des pieds (*tiptoes*) en 10 secondes, rythmées par un métronome (c). Le volume chute jusqu'au volume résiduel (RV). Ces *tiptoes* ont été standardisés : la hauteur maximale atteinte par le sujet sur la pointe des pieds a été évaluée avant le test et repérée sur un guide. Au moment du test, il était imposé au sujet d'atteindre cette hauteur à chaque montée sur la pointe des pieds.

Le sujet reste debout en appui monopodal (jambe mesurée relâchée) jusqu'à la stabilisation du volume (e).

D roulement de l'étude

Il s'agit d'une étude pilote, ouverte, séquentielle, comparative.

La visite d'inclusion a comporté un examen clinique de dépistage d'une pathologie contre-indiquant la pratique d'une activité physique intense, ainsi qu'un électrocardiogramme de repos. Après inclusion, la vitesse maximale autorisée (VMA) de chaque sujet a été déterminée à l'aide du test incrémental de Leger et Boucher [15].

Une première session expérimentale a comporté successivement :

- pléthysmographie dynamique des mollets ;
- course à pied de 40 minutes à 70 % de la VMA sur tapis roulant (Training Treadmill S1830, HEF Techmachine, Andrieux-Bouthon, France). Chaque sujet courait avec ses propres chaussures de course à pied, aucune standardisation n'a été effectuée sur ce paramètre ;
- nouvelle pléthysmographie dynamique, immédiatement après la fin de l'exercice.

La seconde session expérimentale, effectuée 48 heures après, a comporté une pléthysmographie dynamique sans exercice préalable.

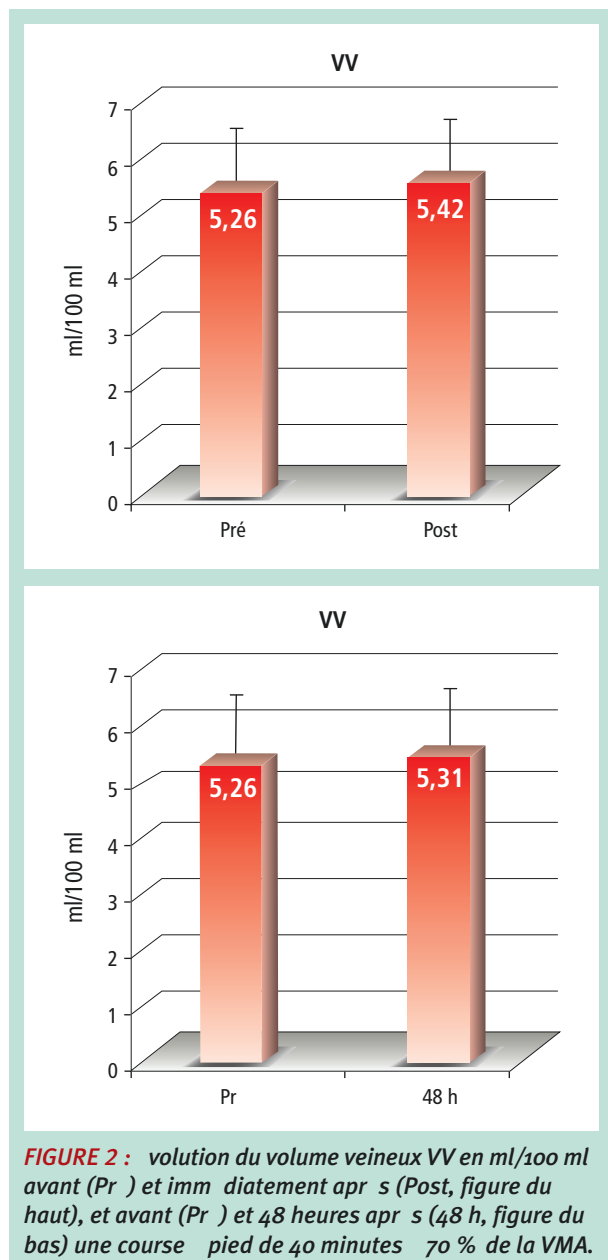
Analyse statistique

Les statistiques descriptives sont présentées sous forme de moyenne \pm cart type. La normalité de la distribution des données a été vérifiée par le test de Kolmogorov-Smirnov puis la comparaison des moyennes a été réalisée à l'aide de test *t* de Student.

Le seuil de significativité a été fixé à $p < 0,05$.

Les analyses ont été effectuées grâce au logiciel SigmaPlot 12.5 pour Windows (Systat Software Inc., San Jose, CA, États-Unis).

Cette étude a été financée par les Laboratoires INNOTHERA.

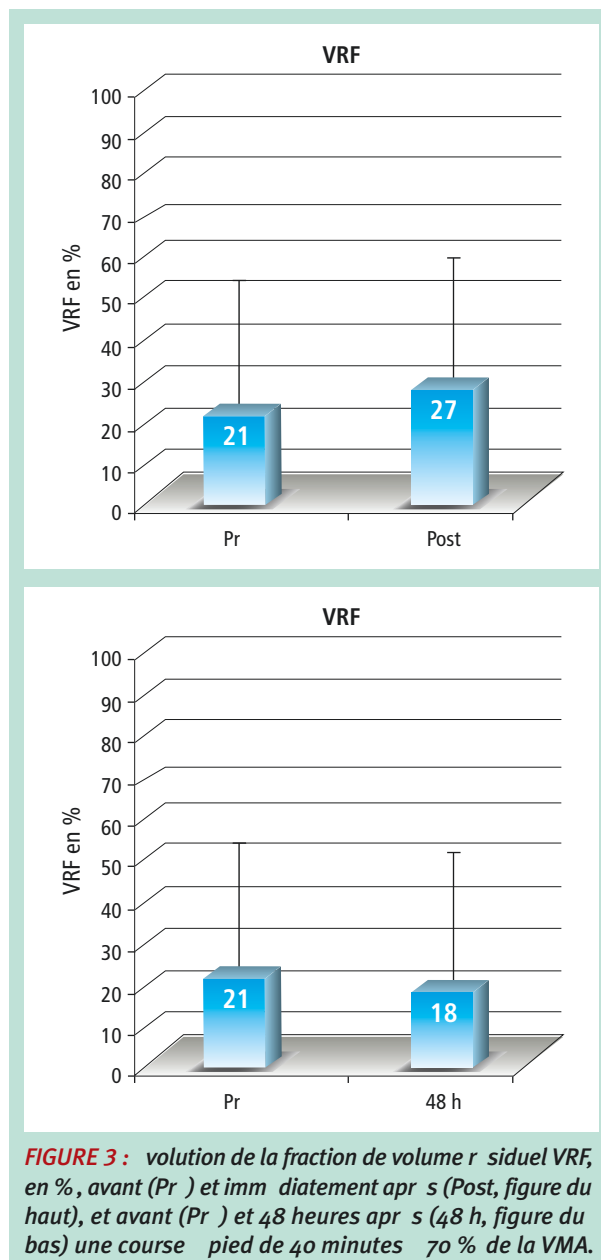


R sultats

Les 16 sujets inclus ont r alis la totalit de l'exercice de course ^ pieds sur tapis roulant ^ 70 % de la vitesse moyenne a robe.

Ni le Volume Veineux VV mesur imm diatement apr s exercice, ni celui mesur 48 heures apr s, ne diff rent significativement du VV mesur avant exercice (**Figure 2**).

Ni la fraction de volume r siduel VRF mesur e imm diatement apr s exercice, ni celle mesur e 48 heures apr s, ne diff rent significativement de la VRF mesur e avant exercice (**Figure 3**).



Discussion

De ces r sultats, il ressort que le volume veineux, qui correspond au remplissage orthostatique des veines du mollet, reste inchang apr s exercice.

Cette constatation s inscrit contre une modification notable de la distensibilit veineuse en post-exercice.

D autre part, la fraction de volume r siduel, qui quantifie l'efficacit de la pompe veineuse du mollet, n'est augment e que tr s faiblement, de fa on non significative, en post-exercice imm diat ; ^ 48 heures, elle revient ^ sa valeur pr -exercice.

Des auteurs [9, 16] ont évoqué le déclenchement par l'exercice d'une insuffisance veineuse transitoire, en lien avec une surcharge hydraulique fonctionnelle.

Nos résultats ne confortent donc pas cette hypothèse : dans les conditions de notre expérimentation, la pompe musculo-aponévrotique du mollet assure, après l'exercice, une vidange veineuse similaire à celle assurée au repos.

Notre étude connaît toutefois des limites qui interdisent d'engranger les résultats. D'une part, concernant la durée d'exercice : si une course à pied de 40 minutes laisse la pompe musculaire intacte, il n'en est pas forcément de même d'une course plus longue comme le marathon, qui va accentuer la fatigue musculaire, les micro-lésions musculaires, la déshydratation.

D'autre part, concernant le type d'exercice : on sait que, selon le chaussage et le déclivité négatif ou positif, la foulée n'a pas les mêmes caractéristiques biomécaniques (mode de contractions musculaires, intensité des chocs, modification des appuis au sol) [17].

Ces différents paramètres peuvent avoir un effet sur les muscles de la loge postérieure de la jambe et donc impacter l'efficacité de la vidange veineuse en post-exercice.

De plus, l'état veineux des sujets n'a pas été exploré par échographie-Doppler, et il est fort possible que des reflux superficiels aient été présents chez certains sujets, cliniquement normaux.

Or les données pléthysmographiques peuvent être impactées par une altération du système veineux [18].

Enfin la population de cette étude concerne des sportifs entraînés à la course à pied, comme en atteste la Vitesse Maximale Aerobique moyenne de 16,1 km/h (VMA dans la population générale 11-13 km/h) ; on peut s'interroger sur la réponse de la pompe veineuse obtenue chez des sujets sédentaires dans des conditions similaires.

Certains auteurs ont rapporté une amélioration de la récupération post-exercice par le port de dispositifs de compression, amélioration dont le mécanisme reste à élucider.

Nos résultats vont contre un rôle majeur d'une correction de la pompe veineuse dans ce mécanisme.

Toutefois nous n'avons pas étudié les effets du port de compression dans le post-exercice, nous ne pouvons donc pas dire de nos résultats le rôle de ces dispositifs sur le retour veineux dans ces conditions d'utilisation.

Conclusion

Cette étude a permis d'explorer, par pléthysmographie veineuse dynamique, la fonction de pompe veineuse du mollet au cours d'un exercice de course à pied.

Il n'a pas été mis en évidence d'altération de cette fonction à la suite d'une course à pied de 40 minutes chez le sujet sain sportif.

Les modifications des volumes veineux et résiduel ne sont pas significatives.

La pompe veineuse surale conserve son efficacité dans la vidange du sang veineux des membres inférieurs après ce type d'exercice.

Références des auteurs

Réalisation de l'étude, rédaction du CPP et rédaction de l'article : S. Biliard.

Mise en place du projet et relecture : M. Chauveau, F. Cros.

Gestion du déroulement de l'étude, rédaction du CPP et relecture : N. Tordi.


Nous apportons nos remerciements à Thibault Lussiana (Université de Franche-Comté) pour sa participation aux manipulations.

References

1. Hooker D.R. The effect of exercise upon the venous blood pressure. *Am. J. Physiol.* 1911 ; (28) : 235-48.
2. Louisy F., Jouanin J.C., Guezennec C.Y. Filling and emptying characteristics of lower limb venous network in athletes. Study by postural plethysmography. *Int. J. Sports. Med.* Jan 1997 ; 18(1) : 26-29.
3. Klinger C., Strunk M., Rudofsky G. Venous pressure dynamics of the healthy human leg. Role of muscle activity, joint mobility and anthropometric factors. *J. Vasc. Res.* Fevr 2001 ; 38(1) : 20-9.
4. Leyk D., Erley O., Ridder D., Leurs M., Rother T., Wunderlich M., et al. Age-related changes in marathon and half-marathon performances. *Int. J. Sports. Med.* juin 2007 ; 28(6) : 513-7.
5. Da Fonseca-Engelhardt K., Knechtle B., Rist C.A., Knechtle P., Lepers R., Rosemann T. Participation and performance trends in ultra-endurance running races under extreme conditions - Spartathlon versus Badwater. *Extreme Physiol. Med.* 2013 ; 2(1) : 15.
6. Beebe-Dimmer J.L., Pfeifer J.R., Engle J.S., Schottenfeld D. The epidemiology of chronic venous insufficiency and varicose veins. *Ann. Epidemiol.* mars 2005 ; 15(3) : 175-84.
7. Société française de phlébologie, Chauveau M., Garreau C., Elbeze Y., Blanchemaison Ph., Veraart J.C.J.M., et al. Phlébologie et sport. *Phlébologie* 1995 : 417-85.
8. Benigni J.P., Sadoun S., Schadeck M., Rastel D. Marathonien, veines et contention. *Phlébologie* 2001 : 159-68.

9. Couzan S., Pr fer M. Retour veineux du sportif : nouvelle approche diagnostique mise au point d'une contention lastique sp cifique. *M decine du sud-est* 1999 ; (1) : 18-20.
 10. Bringard A., Denis R., Belluye N., Perrey S. Compression lastique externe et fonction musculaire chez l'homme. *Sci. Sports f vr* 2007 ; 22(1) : 3-13.
 11. Perrey S. Compression Garments: Evidence for their Physiological Effects (P208). *The Engineering of Sport 7*. Paris : Springer Paris ; 2008. p. 319-28.
 12. Chatard J.C., Atlaoui D., Farjanel J., Louisy F., Rastel D., Gu zennec C.Y. Elastic stockings, performance and leg pain recovery in 63-year-old sportsmen. *Eur. J. Appl. Physiol. d c* 2004 ; 93(3) : 347-52.
 13. Jakeman J.R., Byrne C., Eston R.G. Efficacy of lower limb compression and combined treatment of manual massage and lower limb compression on symptoms of exercise-induced muscle damage in women. *J. Strength Cond. Res. Natl. Strength Cond. Assoc. nov* 2010 ; 24(11) : 3157-65.
 14. Nicolaides A.N. Investigation of chronic venous insufficiency: A consensus statement (France, March 5-9, 1997). *Circulation* 2000 ; 102(20) : E126-63.
 15. L ger L., Boucher R. An indirect continuous running multistage field test: the Universit de Montr al track test. *Can. J. Appl. Sport Sci. J. Can. Sci. Appliqu es Au Sport* 1980 ; 5(2) : 77-84.
 16. Couzan S., Mismetti P., Pouget J.F., Ferret J.M. Le sportif : un insuffisant potentiel ? *Cardio & sport* 2006 ; 8 : 7-20.
 17. Lussiana T., Fabre N., H bert-Losier K., Mourot L. Effect of slope and footwear on running economy and kinematics. *Scand. J. Med. Sci. Sports* 2013 ; 23(4) : e246-53.
 18. Meissner M.H., Moneta G., Burnand K., Gloviczki P., Lohr J.M., Lurie F., et al. The hemodynamics and diagnosis of venous disease. *J. Vasc. Surg. Off. Publ. Soc. Vasc. Surg. Int. Soc. Cardiovasc. Surg. North Am. Chapter. Dec* 2007 ; 46 Suppl S : 4S-24S.
-

Compression Garments and Exercise: No Influence of Pressure Applied

Samuel Beliard ^{1,2,3}, Michel Chauveau⁴, Timothée Moscatiello⁴, François Cros⁴, Fiona Ecarnot² and François Becker⁵

¹ Service de Cardiologie, Angiologie, Centre Hospitalier Louis Pasteur, Dole, France; ² EA3920 Marqueurs Pronostiques et Facteurs de Régulations des Pathologies Cardiaques et Vasculaires, Université de Franche-Comté, Besançon, France; ³ EA4267 Fonctions et dysfonctions épithéliales, Université de Franche-Comté, Besançon, France; ⁴ Laboratoires Innothera, Département de Biophysique, Arcueil, France; ⁵ Service d'Angiologie et d'Hémostase, Hôpitaux Universitaires de Genève, Hôpital Cantonal, Genève, Suisse

Abstract

Compression garments on the lower limbs are increasingly popular among athletes who wish to improve performance, reduce exercise-induced discomfort, and reduce the risk of injury. However, the beneficial effects of compression garments have not been clearly established. We performed a review of the literature for prospective, randomized, controlled studies, using quantified lower limb compression in order to (1) describe the beneficial effects that have been identified with compression garments, and in which conditions; and (2) investigate whether there is a relation between the pressure applied and the reported effects. The pressure delivered were measured either in laboratory conditions on garments identical to those used in the studies, or derived from publication data. Twenty three original articles were selected for inclusion in this review. The effects of wearing compression garments during exercise are controversial, as most studies failed to demonstrate a beneficial effect on immediate or performance recovery, or on delayed onset of muscle soreness. There was a trend towards a beneficial effect of compression garments worn during recovery, with performance recovery found to be improved in the five studies in which this was investigated, and delayed-onset muscle soreness was reportedly reduced in three of these five studies. There is no apparent relation between the effects of compression garments worn during or after exercise and the pressures applied, since beneficial effects were obtained with both low and high pressures. Wearing compression garments during recovery from exercise seems to be beneficial for performance recovery and delayed-onset muscle soreness, but the factors explaining this efficacy remain to be elucidated.

Key words: Compression garment, venous return, exercise, muscle soreness, recovery, performance.

Introduction

Compression garments on the lower limbs are increasingly popular among athletes. Over a hundred types of compression stocking intended for use among athletes are currently commercially available. However, their beneficial effects have not been clearly demonstrated in the literature. As indicated by MacRae et al. (2011), there is great heterogeneity among experimental studies, in terms of the training status of the subjects, the type of exercise performed, the design of the compression garments tested (knee or thigh-high stockings, waist-down tights, arm sleeves, whole body garments), when they were worn

(during and/or after exercise), and the level and spatial distribution of pressure applied. Indeed, in a number of studies, the pressure applied is not reported. It is possible that this heterogeneity between studies results in conflicting results that may mask the true efficacy of compression, which would only become apparent with more restrictive experimental conditions.

We aimed to investigate two questions through a review of the literature, namely: Firstly, what, if any, beneficial effects of compression have been demonstrated in the literature, and under which conditions of use. Among the factors influencing the potential efficacy of compression garments, the timing of their use (i.e. during exercise or/and during recovery) seems to be of major importance. Various mechanisms have been suggested to explain the beneficial effects reported in some studies. During exercise, a support effect has been assumed to reduce microtrauma and muscular damage (Trenell et al., 2006), reduce power expenditure (Bringard et al., 2006b), and improve comfort (Ali et al., 2007). During post-exercise recovery, hypotheses concerning the role of compression focus mainly on the classic effects of the compression, namely improvement of venous return and accelerated removal of metabolic waste (Hirai et al., 2002), limitation of edema (Partsch et al., 2012), increased arterial pulse blood flow (Mayrovitz et al., 2010), and increased oxygen delivery to the tissue (Bringard et al., 2006a). Although the exact mechanisms remain to be elucidated, they likely differ during exercise and during recovery, owing to the different physical conditions. Thus, in our analysis, we categorized studies into three groups, according to when the garment was worn. The type of exercise performed (endurance or resistance) was also taken into consideration.

Secondly, we sought to evaluate whether there is any relationship between the pressure applied and the reported effects. In the context of venous insufficiency, the effects of compression garments depend on the pressure applied, and the strength of compression recommended increases with the severity of disease. It could be assumed that a similar relation may also exist in the field of sports physiology. In practice, the choice of compression garment by athletes is mainly based on personal preferences, and not on the pressure delivered. If a relation were identified between the pressure applied and the benefit yielded, as in the case of venous disease, then this

could help to better adapt the choice of garments to the expected effects.

Methods

Review of the literature

To identify original research addressing the effects of compression garments on sports performance and recovery after exercise, a computer-based literature search was performed in May 2014 using the electronic databases PubMed, MEDLINE, SPORT Discus, and Web of Science. Literature was searched over a 30-year period (up to and including May 2014). The key words used were: 'compression', 'compressive', 'garment', 'stocking', 'exercise', 'sport', 'performance', 'recovery', 'muscle soreness' and 'hemodynamic'.

Studies were eligible for inclusion in the analysis if they were prospective, with a clearly detailed protocol (type and duration of exercise, timing of garment's wear); included subjects were athletes of any level; the compression garment was applied on the lower body. The pressure garments used had to be described in detail (trademark, model, size) to allow precise identification and allow us to purchase it to evaluate the pressures really exerted. Only the *in vitro* (laboratory conditions) method of measure achieves reproducible measurement conditions, identical to those required for certifying the pressure levels of compression garments by the industry (French standards NFG30 102B). The *in vivo* measure is a local measure at a specific point, which is influenced by the radius of curvature of the limb at that particular point, and also by the tension of the textile. The *in vitro* measure is performed using a wooden structure with a circular (constant) radius of curvature. The pressure is indirectly measured on this wooden structure by using the Laplace law. The *in vitro* measure corresponds to the average pressure *in vivo*. The data analyses were therefore based either on pressure values indicated in the study (when performed in laboratory conditions), or on values measured in our laboratory with a compression garment identical to that tested in the relevant study (same trademark model, size). Retrospective studies and studies in which the compression garments were worn on the arm or on the whole body were excluded. Selected studies were categorized into three groups according to when the compression garment was worn: i.e. during exercise only, during recovery only, or during both exercise and recovery. The reference sections of all selected studies were manually searched for additional references not found by the initial online database search.

Measurement of the pressures delivered at ankle and calf levels according to the garment used

We were able to purchase one each of 12 garments out of the 24 studies analyzed. For each garment, we evaluated the pressures applied at the ankle and at the calf in laboratory conditions using a single method, which complies with the French standards (NFG30 102B) required for the reimbursement of medical compression garments by the social security system.

The measurements were performed as follows: The

garment to be evaluated was placed on a 3D wooden leg template, the dimensions of which correspond to the size of the garment. The areas of interest (i.e. ankle and calf) were marked on the garment. The garment was removed from the template and left at rest for 2 hours to allow it to recover its initial state. Then the garment was placed on a dynamometer in the same strain conditions as those on the wooden leg template in order to measure the textile's tension under conditions of wear.

The pressure delivered (P) was calculated using Laplace's law: $P = T \times C$, where T is the textile tension, and C the curvature of the template. All measurements were performed in the Biophysics Department of Innothera Laboratories (Arcueil, France).

The full text studies were read and selected by three of the co-authors. One hundred and fifty five original articles were identified, of which 24 fulfilled the criteria for inclusion and were analyzed in detail. Among the 24 articles selected, six reported several protocols, performed on the same subjects, but with different compression levels, yielding diverging results. In order to take this into account, we analyzed the results of each protocol individually. Thus, in this report, the overall number of studies may exceed the number of associated references.

The criteria of evaluation in the studies were classed in two categories, namely (1) variables that measured performance with and without compression, and (2) variables that report the quality of recovery with or without compression. The performance parameters estimated in the studies were: maximal oxygen consumption, energy cost, speed or power reached during the test, heart rate, cardiac output, muscular strength capacity, tissue oxygenation, perception of the difficulty of the exertion (Borg and other scales). The dosage of blood lactate concentration, and blood creatine kinase concentration were also evaluated to study the effects of wearing compression garment during a physical exercise. The effects of wearing compression garments during exercise on the oscillatory movement of the muscle and the leg volume variation were studied. The quality of the recovery phase was studied through the dosage of blood lactate concentration, blood pH, blood creatine kinase concentration and muscle blood flow. Delayed onset muscle soreness (DOMS) (measured by feeling scales or with an algometer) was also evaluated to study recovery with and without compression.

The effects of compression in the various studies were identified and classified in two categories, namely "positive effect", and "no positive effect" (corresponding to a lack of positive effect or presence of a negative effect) for each parameter.

For the second part of our study, in which we estimate the effect of the pressure applied and the wear time, comparisons were performed for the two parameters that appear to be of greatest importance to athletes, namely improvement of performance recovery, and reduction of DOMS. Since these were evaluated by different methods, the use of a common quantification system is not possible. Thus, each reported effect is characterized in a binary fashion, i.e. either positive effect (significant improvement of performance recovery, or significant reduc-

tion of DOMS), or no positive effect (absent or negative).

Results

Effects of lower limb compression in athletes (Table 1)

Effects of compression worn during exercise only: In 20 protocols (Ali et al., 2011; 2007; 2010; Bovenschen et al., 2013; Bringard et al., 2006b; Kemmler et al., 2009; Moehrl et al., 2007; Scanlan et al., 2008; Sperlich et al., 2013b; 2011; Wahl et al., 2012), an endurance trial was used (running or cycling at submaximal or maximal power, for 15 to 45 min), in 2 protocols (Miyamoto et al., 2011) a resistance trial was used (maximal plantar flexion).

Wearing compression garments did not significantly affect heart rate (Ali et al., 2011; 2007; 2010; Bringard et al., 2006b; Kemmler et al., 2009; Moehrl et al., 2007; Scanlan et al., 2008; Sperlich et al., 2011; 2013b; Wahl et al., 2012), oxygen uptake (VO₂) (Bringard et al., 2006b; Kemmler et al., 2009; Scanlan et al., 2008; Sperlich et al., 2011; 2013b; Wahl et al., 2012), or plasma levels of lactate or creatine kinase (Ali et al., 2010; Kemmler et al., 2009; Scanlan et al., 2008; Sperlich et al., 2011, 2013b; Wahl et al., 2012) during exercise, as compared with no compression. Use of compression resulted in increased tissue oxygenation in the vastus lateralis during cycling, in one study (Scanlan et al., 2008). Performance was found to be unchanged, regardless of the level of compression (from 15 to 46 mmHg at the ankle) in 9 protocols (Ali et al., 2011; 2007; Moehrl et al., 2007; Scanlan et al., 2008; Wahl et al., 2012). Conversely, performance was significantly improved by compression garments applying 24 mmHg at the ankle in one study (Kemmler et al., 2009).

Performance recovery (jumps, or maximal plantar flexion, performed during recovery) was found to be unaffected by the use of compression garment in five protocols (Ali et al., 2010; 2011; Miyamoto et al., 2011), improved in two protocols in the same article (Ali et al., 2011); even though for these different results, the pressure range used was similar in these seven protocols (15 to 21 mmHg at the ankle). A resistance trial was performed in two of the five protocols with negative results (Miyamoto et al., 2011), an endurance trial was performed in 3 protocols with a negative result (Ali et al., 2010; 2011), and in the two protocols with a positive result (Ali et al., 2011).

In terms of delayed-onset muscle soreness, DOMS experienced after running 40 min (Ali et al., 2010) or 10 km (Ali et al., 2011) were unchanged by compression garments applying 15 to 32 mmHg at the ankle in 5 studies, but reduced with 25.4 mmHg in another study (Ali et al., 2007). An endurance trial was performed in all these studies.

The increase of leg volume after exercise was limited by the compression worn during exercise (Bovenschen et al., 2013).

The oscillatory movement of the muscle was decreased with the compression garment (Sperlich et al., 2013b). In this study, the athletes made a 3-min test of simulated alpine skiing in the tuck position accompanied

by passive vibration with and without compression garments.

Effects of compression worn during recovery only:

In 5 studies (de Glanville and Hamlin, 2012; Driller and Halson, 2013; Menetrier et al., 2012; Sperlich et al., 2013a; Trenell et al., 2006), the exercise was an endurance trial (cycling at maximal power for 20, 30 or 40 min, walking on a 25% downslope treadmill for 30 min); and resistance trials were used in 3 studies (Chatard et al., 2004; Hamlin et al., 2012; Jakeman et al., 2010) (100 jumps in succession, cycling at maximum power for 5 min, rugby-specific circuit test).

Wearing a compression garment during recovery was associated with lower plasma lactate levels in 3 studies (Chatard et al., 2004; Hamlin et al., 2012; Menetrier et al., 2012), but was not associated with any change in creatine kinase levels (Jakeman et al., 2010; Trenell I. et al., 2006).

Performance recovery (jumps, 40-m repeated sprint, isokinetic power, 3-km run, or cycling, performed during recovery) was improved by the use of compression tights applying 9.3 to 20.5 mmHg at calf level in 6 studies (Chatard et al., 2004; de Glanville and Hamlin, 2012; Driller and Halson, 2013; Hamlin et al., 2012; Jakeman et al., 2010; Menetrier et al., 2012). The first (fatiguing) exercise was an endurance trial in 3 studies (de Glanville and Hamlin, 2012; Driller and Halson, 2013; Menetrier et al., 2012), a resistance trial in the 3 other studies (Chatard et al., 2004; Hamlin et al., 2012; Jakeman et al., 2010).

DOMS was found to be decreased by tights or compression garments applying 9.3 to 19.2 mmHg at calf level in 4 studies, of which one was an endurance trial (Menetrier et al., 2012) and three were resistance trials (Chatard et al., 2004; Hamlin et al., 2012; Jakeman et al., 2010). Conversely, DOMS was unchanged by compression tights applying 9.3 to 20.5 mmHg at calf level in 2 studies using an endurance trial (Driller and Halson, 2013; Trenell et al., 2006).

Wearing compression shorts reduces blood flow both in the deep and superficial regions of the thigh muscle tissue during recovery from high intensity exercise (Sperlich et al., 2013a).

Effects of compression worn during both exercise and recovery: In 2 studies (Berry and McMurray, 1987; Rimaud et al., 2010), the exercise was a resistance trial (running and cycling at maximum power); and one study (Menetrier A. et al., 2011) combined endurance with a resistance trial (running at 60% aerobic maximal velocity during 30 min and time to exhaustion at 100% maximal aerobic velocity).

In one study (Menetrier et al., 2011), performance recovery (measured after 15 min recovery from a maximal exercise) was found to be unaltered by compression garments, although their use was associated with an increase in tissue oxygenation in the gastrocnemius muscle. Plasma lactate levels after exercise were found to be decreased when wearing compression garment in one study (Berry and McMurray, 1987), but were shown to be increased in another study (Rimaud et al., 2010).

Table 1. Compression garments and exercise. Synthesis of the effects reported.

Author	Wear EX	Wear REC	Garment type	Experimental protocol	Criteria	Effects	Effects of compression garment
Berry (1987)	yes	yes	socks	Incremental exercise on treadmill	lact	+	Blood lactates during recovery decreased
Chatard (2004)	no	yes	stockings	Maximal exercise during 5 min on an ergocycle	2nd perf	+	Improvement of the second performance
					DOMS	+	Decrease of the DOMS after 24 hours
					lact	+	Decrease of blood lactates during the recovery
Bringard (2006a)	no	yes	tights	Rest	SO ₂	+	Increase of oxygen saturation in the triceps surae
Bringard (2006b)	yes	no	tights	Incremental exercise on treadmill	perf	+	Decrease of the energy cost of running at 12 km/h
Trenell (2006)	no	yes	tights	Walking 30min on treadmill with negative slope (25%)	DOMS	0	DOMS after recovery were unchanged
Ali (2007)	yes	no	socks	Running 10km	perf	0	No effect on 10km running performance
					DOMS	+	Decrease of DOMS up to 24H
Moehrle (2007)	yes	no	socks	Maximal physical exercise	perf	0	Performance unchanged
					lact	0	Blood lactates during running or cycling unchanged
Scanlan (2008)	yes	no	tights	Incremental exercise on ergocycle	perf	0	No effect on the maximal power of exercise
					lact	0	No effect on lactate blood levels
					SO ₂	+	Better oxygenation of the vastus lateralis during the cycling exercise
Kemmler (2009)	yes	no	socks	Incremental exercise on treadmill	perf	+	Increase of the maximal speed and duration of the trial
					lact	0	No effect on lactate blood levels
Rimaud (2010)	yes	yes	socks	Incremental exercise on ergocycle	lact	0	Blood lactates during recovery increased
Ali (2010)	yes	no	socks	Running 40 min on treadmill	2nd perf	0	No effect on jumps after the running
					DOMS	0	No effect on the DOMS
					lact / CK	0	No effect on lactate and creatine kinase blood levels
Jakemean (2010)	no	yes	tights	100 jumps	DOMS	+	Decrease of the DOMS at 1, 24, 48 and 72 hours
					2nd perf	+	Decrease of the muscle strength weakening at 24, 48 and 72 hours
Menetrier (2011)	yes	yes	stockings	Running 30min on treadmill with positive slope (12%)	SO ₂	+	Increase of oxygen saturation in the sural triceps surae during the recovery
					2nd perf	0	Second performance unchanged
Ali (2011)	yes	no	socks	Running 10km	2nd perf	+	Increase of the height of jumps after the running (low and medium compression)
					DOMS	0	No effect on jumps after the running (high compression)
					lact / CK	0	No effect on lactate and creatine kinase blood levels
					perf	0	No effect on 10km running performance
Sperlich (2011)	yes	no	socks	Running 45min on treadmill	lact	0	Blood lactates unchanged
Miyamoto (2011)	yes	no	socks	Repetition of plantar flexions	2nd perf	0	No effect on the maximal plantar flexion force, measured 3 minutes after the straining exercise
Miyamoto (2011)	yes	no	socks	Repetition of plantar flexions	2nd perf	0	No effect on the maximal plantar flexion force, measured 3 minutes after the straining exercise
Menetrier (2011)	no	yes	stockings	Running 30min on treadmill with positive slope (12%)	2nd perf	+	Increase of the average power produced in a second cycling exercise after recovery
					lact	+	Blood lactates after recovery decreased
					DOMS	+	DOMS after recovery decreased
Wahl (2012)	yes	no	socks	Incremental exercise on treadmill	perf	0	No effect on time-to-exhaustion
					lact	0	Blood lactates during the trial unchanged

Wear EX : Wear during exercise ; Wear REC : Wear during recovery. perf: performance ; DOMS: delayed onset muscular soreness; SO₂: Oxygen saturation of the muscular tissue; lact: blood concentration of lactates; Vol leg : leg volume; Borg: Perceived exertion evaluated with Borg scale; vibrations: Oscillatory movement of the muscle; Blood flow: blood flow of muscle tissue. 0: no positive effect (absent or negative effect); +: positive effect.

Table 1. Continued.

Author	Wear EX	Wear REC	Garment type	Experimental protocol	Criteria	Effects	Effects of compression garment
De Glanville (2012)	no	yes	tights	40 km on ergocycle	2nd perf	+	Improvement of the running time after 24 hours of recovery
Hamlin (2012)	no	yes	tights	Rugby-specific circuit test	2nd perf	+	Improvement of the second performance (40-m sprint, 3-km run)
					CK	0	No effect on creatine kinase blood levels
					lact	+	Decrease of blood lactates during the recovery
Bovenschen (2013)	yes	no	socks	Running 10km	Borg	+	Decrease of the DOMS
					Vol leg	+	Compression limits the increase of leg volume after exercise
Bovenschen (2013)	yes	no	socks	Incremental exercise on treadmill	DOMS	0	Decrease of the DOMS
					Vol leg	+	Compression limits the increase of leg volume after exercise
Driller (2013)	no	yes	tights	Recovery period between 2 cycling bouts	DOMS	0	Decrease of the DOMS
					2nd perf	+	Improvement of the second performance
Sperlich (2013b)	yes	no	tights	3-min test of simulated alpine skiing in the tuck position accompanied by passive vibration	vibrations	+	Oscillatory movement was reduced
					SO2	+	Increase of oxygen saturation in the vastus lateralis muscle
					lact	0	Blood lactates during the trial unchanged
					Borg	+	Perceived exertion was reduced
Sperlich (2013a)	no	yes	tights	Recovery after incremental exercise on ergocycle	Blood flow	0	Blood flow in the muscle tissue was reduced

EX : during exercise ; REC : during recovery. perf: performance ; DOMS: delayed onset muscular soreness; SO2: Oxygen saturation of the muscular tissue; lact: blood concentration of lactates; Vol leg : leg volume; Borg: Perceived exertion evaluated with Borg scale; vibrations: Oscillatory movement of the muscle; Blood flow: blood flow of muscle tissue. 0: no positive effect (absent or negative effect); +: positive effect.

Pressures delivered by the garments used in the studies (Table 2)

For 12 studies (Ali et al., 2007; Bringard et al., 2006b; Chatard et al., 2004; de Glanville and Hamlin, 2012; Hamlin et al., 2012; Jakeman et al., 2010; Moehrl et al., 2007; Menetrier et al., 2011; 2012; Rimaud et al., 2010; Scanlan et al., 2008; Trenell et al., 2006), a garment identical to the one used in the study could be acquired, and its mechanical properties were determined as described above.

For the other studies, the garments used could not

be acquired. The pressure values reported in these publications had been either directly measured *in vivo* with two devices measuring the interface pressures between the skin and the compression garment: the Kikuhime device (MediGroup, Australia) (Ali et al., 2011; Driller and Halson, 2013) or the SIGaT tester (Ganzoni-Sigvaris, St Gallen, Switzerland) (Sperlich et al., 2011; 2013a; 2013b; Wahl et al., 2012), or derived from the manufacturer’s specifications, namely from *in vitro* measurements (Ali et al., 2007; 2010; Berry and McMurray, 1987; Bovenschen et al., 2013; Kemmler et al., 2009; Miyamoto et al., 2011)

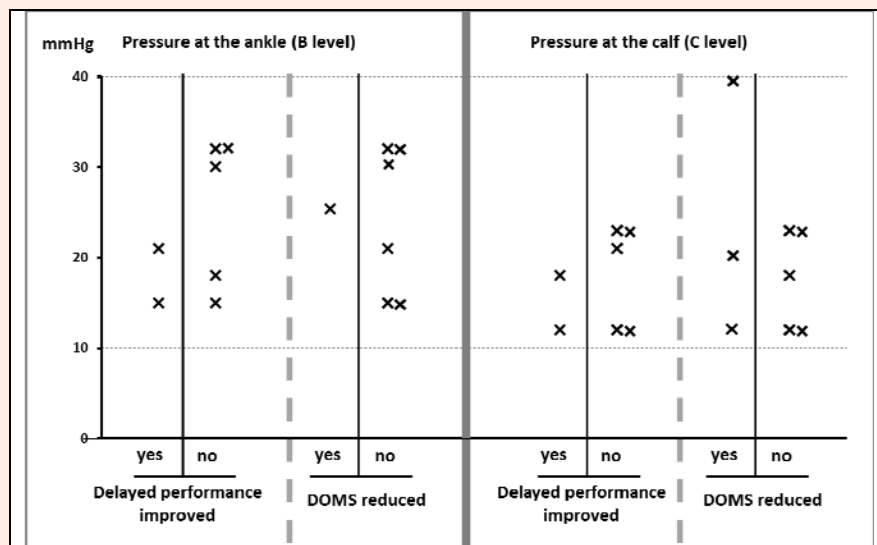


Figure 1. Comparison of the pressures delivered with the effects reported when the garment is worn during exercise only. Each symbol x represents one study.

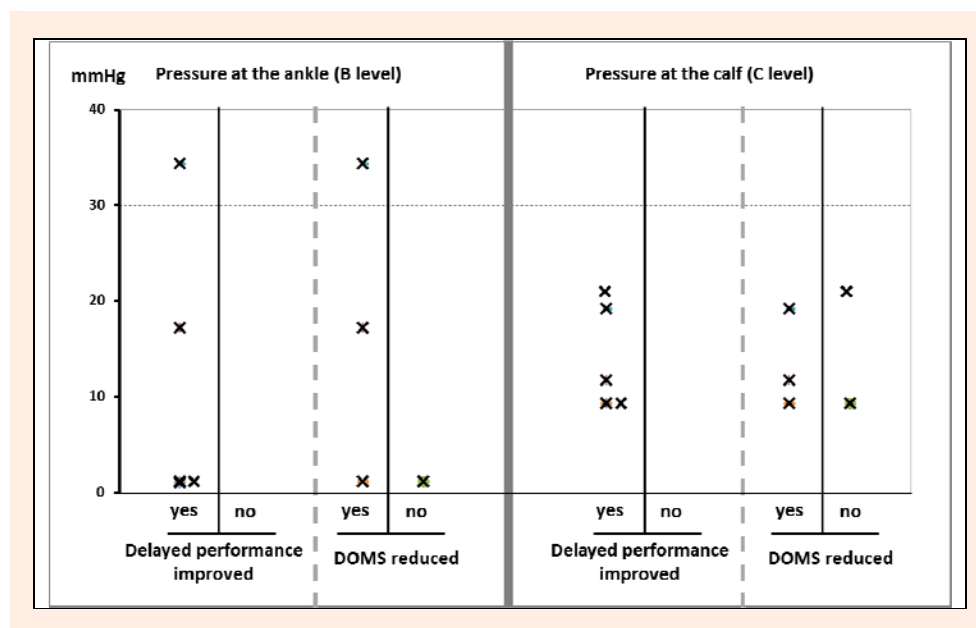


Figure 2. Comparison of the pressures delivered with the effects reported when the garment is worn during recovery only. Each symbol x represents one study.

Table 2. Pressures (mmHg) exerted by the garments at ankle and calf levels.

Study	n	Measured		Publication	
		Ankle	Calf	Ankle	Calf
Berry et al., 1987	6			18	8
Chatard et al., 2004	12	34.3	19.2	33	18
Trenell et al., 2006	11	1.1	9.3		17 *
Bringard et al., 2006a	12	5.2	9.3		24.1 *
Bringard et al., 2006b	6	5.2	9.3		
Ali et al., 2007	14	25.4	12.1	20	14
Moehrle et al., 2007	37	31.9	13.1		
Scanlan et al., 2008	12	1.1	9.3	19.5 *	17.3 *
Kemmler et al., 2009	21			24	20
Ali et al., 2010 (1)	10			15	12
Ali et al., 2010 (2)	10			32	23
Jakeman et al., 2010	8	1.1	9.3		
Rimaud et al., 2010	8			12	22
Menetrier et al., 2011	14	10	22	15	27
Ali et al., 2011 (1)	12			15	12
Ali et al., 2011 (2)	12			21	18
Ali et al., 2011 (3)	12			32	23
Sperlich et al., 2011 (1)	15			21 *	13 *
Sperlich et al., 2011 (2)	15			31 *	23 *
Sperlich et al., 2011 (3)	15			39 *	32 *
Sperlich et al., 2011 (4)	15			46 *	39 *
Miyamoto et al., 2011 (1)	9			18	12
Miyamoto et al., 2011 (2)	9			30	21
Menetrier et al., 2012	12	10	22	20	20
Wahl et al., 2012 (1)	9			21 *	13 *
Wahl et al., 2012 (2)	9			31 *	23 *
Wahl et al., 2012 (3)	9			46 *	39 *
De Glanville et al., 2012	14	1.1	9.3	6 *	14.7*
Hamlin et al., 2012	22	1.1	9.3	8.6	13.4
Bovenschen et al., 2013	15			25-35	
Bovenschen et al., 2013	4			25-35	
Sperlich et al., 2013b (1)	12			13,5	
Sperlich et al., 2013b (2)	12			19.7	
Sperlich et al., 2013b (3)	12			39.5	
Driller et al., 2013	12			20.5	

*: *in vivo* measurement. n: number of subjects in the study. Measured: as measured in our laboratory. Publication: as reported in the original article.

at ankle and calf levels.

The range of pressures delivered was very wide, ranging from 1.1 to 46 mmHg at the ankle, and from 8 to 39 mmHg at the calf, when *in vivo* measurements were included, and from 1.1 to 34.3 mmHg at the ankle and 8 to 27 mmHg at the calf when only *in vitro* pressures were included. When both values were available, the pressures measured in our laboratory were in agreement with *in vitro* pressures reported in the original articles difference (< 5 mmHg). On the other hand, *in vivo* pressures reported in 4 original articles were largely higher than the pressures measured in our laboratory (> 10 mmHg). Based on *in vitro* pressures, in seven studies (Bringard et al., 2006a; 2006b; de Glanville and Hamlin, 2012; Hamlin et al., 2012; Jakeman et al., 2010; Scanlan et al., 2008; Trenell et al., 2006), the compression garment presented a progressive pressure profile with a very low pressure at the ankle (1.1 and 5.2 mmHg) and a slightly higher pressure at the calf (9.3 mmHg). In two studies (Menetrier et al., 2011; 2012), the compression garment presented a progressive pressure with a low pressure at the ankle (10 mmHg) and a higher pressure at the calf (22 mmHg). In the other studies the pressure profile was degressive.

Comparison between the effects reported and the pressures delivered (Figures 1 and 2)

Compression worn during exercise only (Figure 1): An improvement in performance recovery was reported in 2 studies, no improvement was observed in 5 studies; a reduction of DOMS was reported in one study, and no reduction in 7 studies. For both effects, the pressure range used in studies with negative results largely overlapped with the pressure range used in studies with positive results. Thus, the results appear to be independent of the pressures exerted at the level of the ankle and calf. In all these studies, ankle pressure was higher than calf pressure (degressive pressure profile).

Compression worn during recovery only (Figure 2): An improvement in performance recovery was reported in the six studies in which this effect was investigated, with pressures ranging from 1.1 to 34.3 mmHg at the ankle, and from 9.3 to 20.5 mmHg at the calf. The pressure profile was degressive in 4 studies, and progressive in 2 studies.

A reduction in DOMS was reported in 4 studies, with pressures ranging from 1.1 to 34.3 mmHg at the ankle and 9.3 to 19.2 mmHg at the calf, whereas DOMS was not reduced in 2 studies with 1.1 mmHg at the ankle and 9.3 to 20.5 mmHg at the calf (Driller and Halson, 2013), i.e. the same pressures that were shown to be efficient in another study (Jakeman et al., 2010). Among the 3 studies with positive results, 2 used a degressive pressure profile and 1 a progressive pressure profile.

The wear time effect during recovery

The length of time the compression garments were worn during recovery differed between studies. Indeed, the garment wear time ranged from 15 minutes (Menetrier et al., 2011) to 48 hours (Trenell et al., 2006). In 4 studies, the compression garments were worn for less than 2 hours, while in 4 studies they were worn for more than 12 hours.

DOMS were estimated in 6 protocols (3 short and 3 long), and the performance recovery was analyzed in 7 protocols (4 short and 3 long). DOMS were decreased during recovery in 5/6 studies. The study that did not report DOMS decrease implemented a long protocol (48 hours of wear time). Performance recovery was improved in 5/7 studies. The two studies that did not observe an improvement of performance recovery used a short protocol.

Two studies used the same pressure profile (1.1 mm Hg on the ankle and 9.3 mm Hg on the calf) and long wear times (12 hours and 48 hours); nevertheless, only one of the two studies observed a positive effect on DOMS (Jakeman et al., 2010) while the other did not (Trenell et al., 2006).

Discussion

From these 24 original articles, selected on the basis of their methodology and their relevance, two clear trends emerge.

Firstly, wearing compression garments on the lower limbs during exercise seem to have little effect, as most studies failed to demonstrate a beneficial effect on immediate performance, performance recovery, or on DOMS; regardless of the type of exercise performed (endurance or resistance).

Secondly, there is a trend towards a beneficial effect of compression garments worn during recovery, since performance recovery was found to be improved in the six studies in which it was investigated, and DOMS was reduced in 4/6 studies. In the 7 studies reporting an improvement in performance recovery, 3 used a resistance trial and 4 an endurance trial, and in the 4 studies reporting a reduction of DOMS, 3 used a resistance trial and 1

an endurance trial, so there is no obvious relation between the type of exercise and the efficacy of compression.

When the effects of wearing compression during recovery were compared with the pressures applied, no clear relation was observed. The improvement of performance recovery was obtained with very low progressive compression in 3 studies, but also with high degressive compression in 3 studies. Similarly, a reduction in DOMS was obtained both with low progressive compression (1 study), and with degressive (low and high) compression (3 studies). Both low progressive compression and high degressive compression were shown to be inefficient in other studies. Thus, a relation between the pressures applied and the effects cannot be demonstrated from these data. A possible explanation for this lack of relation is that the effect size was not quantified in our analysis. Because the various studies used different methods to evaluate the effects of compression, it was not possible to use a common quantification system, and the reported effects were only recorded as a binary, present-or-absent variable. This could mask the existence of varying degrees of effect size.

Evaluating the possible relation between the level of pressure and the effect within each study was also a failure. From the 6 publications (Ali et al., 2011, 2010; Miyamoto et al., 2011; Sperlich et al., 2013b, 2011; Wahl et al., 2012) reporting the evaluation of several compression levels with the same protocol in the same subjects, only one study found an impact of the pressure level (Ali et al., 2011), namely an improvement in performance recovery with low (15 mmHg at the ankle) and medium (21 mmHg) compression, worn during exercise, but unchanged with high pressure compression (32 mmHg). In the other four studies where compression was worn during exercise only, no effect of compression was observed, whatever the pressure level.

The existence of a pressure threshold above or below which the application of lower limb compression allows an improvement in venous hemodynamics is not clearly defined in the medical literature. Many parameters are used to evaluate the effects of compression, including the velocity of venous circulation, venous pump function, or the degree of decrease in edema. However, results are divergent. Some authors have reported that the application of low pressure (15 mm Hg) is as effective on these parameters as mild pressure (15 - 20 mmHg) (Lattimer et al. 2013; Struckmann et al., 1986; Weiss et al., 1999), while others indicate that mild (18.4 - 21.1 mm Hg) and moderate pressures (25.1 - 32.1 mm Hg) were most effective (Liu et al., 2008; Lattimer et al., 2014), and yet others report that strong compression also has a positive effect on these parameters (Lawrence et al., 1980).

The effects of venous compression on lower limb hemodynamics thus depend on several factors, such as the pressure exerted (Liu et al., 2008), the pressure gradient (weak versus high, degressive versus progressive) (Struckmann et al., 1986) and the thickness of the device (difference between the interface pressure in the prone position and in an upright position) (Parsch et al., 2012). Unfortunately, no dedicated study has investigated the

effects of compression in the context of physical activity reports using all these parameters.

Furthermore, the effect of garment wear time during recovery could not be evaluated in this analysis. Indeed, there was wide heterogeneity in garment wear time in the selected studies (15 minutes to 48 hours). We observed both positive and negative results for both short and long wear times during recovery.

With the exception of one study (Moehrle et al., 2007) that included 37 subjects, the number of subjects investigated in each experiment was between 6 and 22, and most often less than 15. This rather small number may have precluded the detection of significant effects and the demonstration of any dose-response relation. Demonstrating the existence of a dose-response relation would require a much larger number of subjects involved in a single study, using uniform conditions of exercise and measurements.

Conclusion

Finally, wearing compression garments during recovery from exercise seems to be beneficial for performance recovery and DOMS, but the factors affecting this efficacy remain to be elucidated. Neither the type of exercise performed (endurance or resistance), nor the mechanical characteristics of the compression garment (value and spatial pattern of the pressure applied) were shown to influence the results. Furthermore, the mechanisms involved are largely hypothetical. The main hypotheses advanced to explain the effects of compression garments worn during physical exercise are the decrease in vibrations, the decrease in muscular micro traumatism and reduced edema. The effects of compression garments during recovery are purportedly mediated by an improvement in venous return and in blood waste clearance.

Consequently, the use of compression garments in sports practice remains empirical. In order to progress towards an evidence-based choice of optimal pressures, further studies are necessary, with some basic methodological requirements. Firstly, for every tested compression garment, the authors should specify the pressure exerted, the pressure gradient and the thickness. Secondly, athletes participating in such studies should all have a similar level of practice, in order to avoid variation in the response. Thirdly, age, sex, muscle mass, hydration, and potential venous disease are all factors that could affect the variability in tissue compressibility between subjects. Fourthly, the type of exercise chosen for the evaluation should induce reproducible effects. Fifthly, efficacy should be evaluated by means of objective and preferably quantified criteria (e.g. muscular soreness measured with an algometer, biological data, measure of muscular oscillations). Lastly, a dose-response assay with different pressure levels, including a placebo stocking, is highly desirable.

Acknowledgements

The authors would like to thank the Innothera information officer for his time and collaboration in obtaining the articles studied here. This study was funded by Innothera Laboratoires. M. Chauveau is scientific advisor to Innothera Laboratoires.

References

- Ali, A., Caine, M.P. and Snow, B.G. (2007) Graduated compression stockings: physiological and perceptual responses during and after exercise. *Journal of Sports Science* **25**, 413-419.
- Ali, A., Creasy, R.H. and Edge, J.A. (2010) Physiological effects of wearing graduated compression stockings during running. *European Journal of Applied Physiology* **109**, 1017-1025.
- Ali, A., Creasy, R.H. and Edge, J.A. (2011) The effect of graduated compression stockings on running performance. *Journal of Strength and Conditioning Research* **25**, 1385-1392.
- Berry, M.J. and McMurray, R.G. (1987) Effects of graduated compression stockings on blood lactate following an exhaustive bout of exercise. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* **66**, 121-132.
- Bovenschen, H.J., Booij, M.T. and van der Vleuten, C.J.M. (2013) Graduated compression stockings for runners: friend, foe, or fake? *Journal of Athletic Training* **48**, 226-232.
- Bringard, A., Denis, R., Belluye, N. and Perrey, S. (2006a) Effects of compression tights on calf muscle oxygenation and venous pooling during quiet resting in supine and standing positions. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* **46**, 548-554.
- Bringard, A., Perrey, S. and Belluye, N. (2006b) Aerobic energy cost and sensation responses during submaximal running exercise--positive effects of wearing compression tights. *International Journal of Sports Medicine* **27**, 373-378.
- Chatard, J.C., Atlaoui, D., Farjanel, J., Louisy, F., Rastel, D. and Guézennec, C.Y. (2004) Elastic stockings, performance and leg pain recovery in 63-year-old sportsmen. *European Journal of Applied Physiology* **93**, 347-352.
- De Glanville, K.M. and Hamlin, M.J. (2012) Positive effect of lower body compression garments on subsequent 40-km cycling time trial performance. *Journal of Strength and Conditioning Research* **26**, 480-486.
- Driller, M.W. and Halson, S.L. (2013) The effects of wearing lower body compression garments during a cycling performance test. *International journal of sports physiology and performance* **8**, 300-306.
- Hamlin, M.J., Mitchell, C.J., Ward, F.D., Draper, N., Shearman, J.P. and Kimber, N.E. (2012) Effect of compression garments on short-term recovery of repeated sprint and 3-km running performance in rugby union players. *Journal of Strength and Conditioning Research* **26**(11), 2975-2982.
- Hirai, M., Iwata, H. and Hayakawa, N. (2002) Effect of elastic compression stockings in patients with varicose veins and healthy controls measured by strain gauge plethysmography. *Skin Research and Technology* **8**(4), 236-239.
- Jakeman, J.R., Byrne, C. and Eston, R.G. (2010) Efficacy of lower limb compression and combined treatment of manual massage and lower limb compression on symptoms of exercise-induced muscle damage in women. *Journal of Strength and Conditioning Research* **24**, 3157-3165.
- Kemmler, W., von Stengel, S., Köckritz, C., Mayhew, J., Wassermann, A. and Zapf, J. (2009) Effect of compression stockings on running performance in men runners. *Journal of Strength and Conditioning Research* **23**, 101-105.
- Lattimer C. R., Azzam M., Kalodiki E., Makris G. C. and Geroulakos G. (2013) Compression stockings significantly improve hemodynamic performance in post-thrombotic syndrome irrespective of class or length. *Journal of Vascular Surgery* **58** (1), 158-65.
- Lattime, C.R., Kalodiki, E., Kafza, M., Azzam, M. and Geroulakos, G. (2014) Quantifying the Degree Graduated Elastic Compression Stockings Enhance Venous Emptying. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery* **47** (1), 75-80.
- Lawrence, D. and Kakkar, V.V. (1980) Graduated, static, external compression of the lower limb: a physiological assessment. *British Journal of Surgery* **67**(2), 119-121.
- Liu, R., Lao, T.T., Kwok, Y.L., Li, Y. and Ying, M.T.-C. (2008) Effects of graduated compression stockings with different pressure profiles on lower-limb venous structures and haemodynamics. *Advanced Therapy* **25**(5), 465-478.
- Moehrle, Kemmler, J., Rauschenbach, M., Venter, C., Niess, A., Häfner, H.-M. and Stroelin, A. (2007) Acute and long term effect of compression stockings in athletes with venous insufficiency. *Phlebologie* **36**, 313-319.

- Macrae, B.A., Cotter, J.D. and Laing, R.M. (2011) Compression garments and exercise: garment considerations, physiology and performance. *Sports Medicine* **41**, 815-843.
- Mayrovitz, H.N. and Macdonald, J.M. (2010) Medical compression: effects on pulsatile leg blood flow. *International Angiology: a Journal of the International Union of Angiology* **29(5)**, 436-441.
- Ménétrier, A., Mourot, L., Bouhaddi, M., Regnard, J. and Tordi, N. (2011) Compression Sleeves Increase Tissue Oxygen Saturation but Not Running Performance. *International Journal of Sports Medicine* **32(11)**, 864-868.
- Ménétrier, A., Pinot, J., Grappe, F., Mourot, L. and Tordi, N. (2012) Comparaison des effets de 3 techniques de récupération sur un effort maximal de cinq minutes en cyclisme. In: *Presented at the 14th international congress of ACAPS*, Rennes.
- Miyamoto, N., Kosuke, H., Naotoshi, M., Toshimasa, Y. and Yasuo, K. (2011) Effect of pressure intensity of graduated elastic compression stocking on muscle fatigue following calf-raise exercise. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* **21(2)**, 249-254.
- Partsch, H. (2012) Compression Therapy: Clinical and Experimental Evidence. *Annals of Vascular Diseases* **5(4)**, 416-422.
- Rimaud, D., Messonnier, L., Castells, J., Devillard, X. and Calmels, P. (2010) Effects of compression stockings during exercise and recovery on blood lactate kinetics. *European Journal of Applied Physiology* **110**, 425-433.
- Scanlan, A.T., Dascombe, B.J., Reaburn, P.R.J. and Osborne, M. (2008) The effects of wearing lower-body compression garments during endurance cycling. *International Journal of Sports Physiology and Performance* **3**, 424-438.
- Sperlich, B., Born, D.-P., Kaskinoro, K., Kalliokoski, K.K. and Laaksonen, M.S. (2013a) Squeezing the muscle: compression clothing and muscle metabolism during recovery from high intensity exercise. *PLoS One* **8**, e60923.
- Sperlich, B., Born, D.-P., Swarén, M., Kilian, Y., Geesmann, B., Kohl-Bareis, M. and Holmberg, H.-C. (2013b) Is leg compression beneficial for alpine skiers? *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation* **5**, 18.
- Sperlich, B., Haegeler, M., Krüger, M., Schiffer, T., Holmberg, H.-C. and Mester, J. (2011) Cardio-respiratory and metabolic responses to different levels of compression during submaximal exercise. *Phlebology/Venous Forum Royal Society Medicine* **26**, 102-106.
- Struckmann J. (1986) Low compression, high gradient stockings in patients with venous insufficiency: effect on the musculo-venous pump, evaluated by strain gauge plethysmography. *Phlebology* **1(3)**, 189-196.
- Trenell, I., Rooney, B., Sue, M. and Thompson, H. (2006) Compression garments and recovery from eccentric exercise: a 31P-mrs study. *Journal of Sports and Science* 106-114.
- Wahl, P., Bloch, W., Mester, J., Born, D.-P. and Sperlich, B. (2012) Effects of different levels of compression during sub-maximal and high-intensity exercise on erythrocyte deformability. *European Journal of Applied Physiology* **112**, 2163-2169.
- Weiss R. A. and Duffy D. (1999) Clinical Benefits of Lightweight Compression: Reduction of Venous-Related Symptoms by Ready-to-Wear Lightweight Gradient Compression Hosiery. *Dermatologic Surgery* **25 (9)**, 701-704.

Key points

- We observed no relationship between the effects of compression and the pressures applied.
- The pressure applied at the level of the lower limb by compression garments destined for use by athletes varies widely between products.
- There are conflict results regarding the effects of wearing compression garments during exercise.
- There is a trend towards a beneficial effect of compression garments worn during recovery.

AUTHORS BIOGRAPHY

Samuel BELIARD

Employment

Service de Cardiologie, Angiologie, Centre Hospitalier Louis Pasteur, Dole, France

Degree

MD

Research interest

Vascular medicine

E-mail: samuel.beliard@edu.univ-fcomte.fr

Michel CHAUCHEAU

Employment

Laboratoires Innothera, Département de Biophysique, Arcueil, France

Degree

MD

Research interest

Vascular medicine

Timothée MOSCATIELLO

Employment

Laboratoires Innothera, Département de Biophysique, Arcueil, France

Research interest

Vascular medicine

François CROS

Employment

Laboratoires Innothera, Département de Biophysique, Arcueil, France

Degree

PhD

Research interest

Vascular medicine

Fiona ECARNOT

Employment

Service de Cardiologie, Centre Hospitalier Régional Universitaire, Besançon, France

Research interest

Vascular medicine

François BECKER

Employment

Service d'Angiologie et d'Hémostase, Hôpitaux Universitaires de Genève

Degree

MD PhD

Research interest

Vascular medicine

✉ Samuel Beliard, MD

EA3920 Marqueurs Pronostiques et Facteurs de Régulations des Pathologies Cardiaques et Vasculaires, Université de Franche-Comté, Besançon, France

EA4267 Fonctions et dysfonctions épithéliales, Université de Franche-Comté, Besançon, France



Disponible en ligne sur

ScienceDirect
www.sciencedirect.com

Elsevier Masson France

EM|consulte
www.em-consulte.com



ORIGINAL ARTICLE

Effects of thermoneutral water, cold-water and contrasting water temperature immersions on lower limb vein cross-section



Effets de l'immersion en eau tempérée, en eau froide et de l'immersion contrastée sur le calibre des veines des membres inférieurs

S. Beliard^{a,f,*}, A. Menetrier^b, G. Ravier^c, M. Rakobowchuk^d,
L. Mourot^{c,e}, N. Tordi^{a,e}

^a FDE EA4267, FHU INCREASE, plateforme exercice performance santé innovation, université Bourgogne Franche-Comté, 25030 Besançon cedex, France

^b EA3920 marqueurs pronostiques et facteurs de régulations des pathologies cardiaques et vasculaires, plateforme exercice performance santé innovation, université Bourgogne Franche-Comté, 25000 Besançon, France

^c EA4660 laboratoire culture sport santé société, plateforme exercice performance santé innovation, université Bourgogne Franche-Comté, 25000 Besançon, France

^d Department of biological sciences, faculty of science, Thompson Rivers University, Kamloops, BC, Canada

^e Centre d'investigation clinique, Inserm CIT 808, CHRU de Besançon, 25000 Besançon, France

^f Service de cardiologie, angiologie, centre hospitalier Louis-Pasteur, 39100 Dole, France

Received 11 July 2016; accepted 14 November 2016

Available online 27 December 2016

KEYWORDS

Hydrotherapy;
Femoral vein;
Saphenous vein;
Hydrostatic pressure;
Temperature;
Recovery

Summary

Objectives. – Immersion is often used within the framework of post-exercise recovery. Vascular effects connected to immersion are not all understood. In this study we examined the changes in common femoral vein and great saphenous vein cross-section during thermoneutral, cold, and contrasting (cold followed by hot) water immersion.

Methods. – Ten professional handball players visited the laboratory on three occasions. At each visit, they completed a 20-minutes procedure in an upright position: 4-minutes in air

Abbreviations: CFV, common femoral vein; CWI, cold-water immersion; CWT, contrasting water temperatures; GSV, great saphenous vein; TNI, thermoneutral water immersion.

* Corresponding author at: FDE EA4267, FHU INCREASE, plateforme exercice performance santé innovation, université Bourgogne Franche-Comté, 25030 Besançon cedex, France.

E-mail address: samuel.beliard@gmail.com (S. Beliard).

<http://dx.doi.org/10.1016/j.scispo.2016.11.003>

0765-1597/© 2016 Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

MOTS CLÉS

Immersion ;
 Veine fémorale
 commune ;
 Veine grande
 saphène ;
 Pression
 hydrostatique ;
 Température ;
 Phase de
 récupération

(baseline) and then 16-minutes of lower limbs thermoneutral ($\sim 35^{\circ}\text{C}$), cold ($\sim 12^{\circ}\text{C}$) or contrasting (2:2 minutes [$\sim 12^{\circ}\text{C}$ to $\sim 35^{\circ}\text{C}$] ratio) water temperature immersion, in a random order. Common femoral vein and great saphenous vein cross-sections were evaluated using echo Doppler at baseline and at the end of the 16 minute immersion period under each condition.

Results. Common femoral vein cross-section was significantly increased after 16 minutes of immersion after each condition (+20.6% with thermoneutral, +14% with contrast and +7% with cold-water immersion, main effect for time $P < 0.05$). At the great saphenous vein, there was a significant enlargement (+13%, $P < 0.05$) with thermoneutral water immersion, no difference (+1.4%, $P > 0.05$) during contrasting water temperature immersion and a significant decrease (-19% , $P < 0.05$) after 16 minutes of cold-water immersion.

Conclusion. Hydrostatic pressure, which is the same in the three immersion conditions, leads to an increase of the common femoral vein (deep venous system) cross-section no matter the water temperature. Conversely, the changes in great saphenous vein cross-section (superficial venous system) appear related to water temperature variations. This is probably related to thermoregulation mechanisms, which induce modifications in skin blood flow.

© 2016 Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

Résumé

Objectifs. L'immersion est souvent utilisée dans le cadre de la phase de récupération post-exercice. Les effets vasculaires liés à l'immersion ne sont pas tous compris. Dans cette étude, nous avons analysé les variations de calibre de la veine fémorale commune et de la veine grande saphène au cours de trois modalités d'immersion : immersion en eau tiède, immersion en eau froide, immersion contrastée.

Matériel et méthode. Dix handballeurs professionnels sont venus trois fois au laboratoire. chacune des visites, ils ont réalisé un protocole d'une durée de 20 minutes. Les quatre premières minutes, le sujet était en position debout hors de l'eau puis de manière randomisée il était immergé jusqu'à la racine des membres inférieurs 16 minutes en position debout soit en immersion en eau tiède ($\sim 35^{\circ}\text{C}$), en immersion en eau froide ($\sim 12^{\circ}\text{C}$) ou en IC (2:2 minutes [$\sim 12^{\circ}\text{C}$ à $\sim 35^{\circ}\text{C}$]).

Résultats. Il existe une augmentation statistiquement significative du calibre de la veine fémorale commune entre le repos et les mesures après 16 minutes d'immersion dans les trois conditions (+20,6 % en immersion en eau tiède, +7 % en immersion en eau froide et +14 % en immersion contrastée). Concernant la veine grande saphène, il y a une augmentation significative du calibre en immersion en eau tiède (+13 %, $p < 0,05$), aucune modification en immersion contrastée (+1,4 %, $p > 0,05$) et une diminution significative après 16 minutes en immersion en eau froide (-19% , $p < 0,05$).

Conclusion. La pression hydrostatique, qui est la même dans les trois conditions d'immersion, conduit à une augmentation du calibre de la veine fémorale commune (rseau veineux profond) quelle que soit la température de l'eau. À l'inverse, les variations de calibre de la veine grande saphène (rseau veineux superficiel) semblent liées aux variations de température de l'eau. Ceci est probablement en lien avec les mécanismes de thermorégulation mis en jeu qui sont à l'origine d'une modification du flux sanguin cutané.

© 2016 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

1. Introduction

For athletes, repetitive physical activity within the framework of training and competition is normal. Sometimes they are not able to support this accumulated training load and under these circumstances, optimizing recovery appears to be a key factor in maximizing the training program and by extension competition performance.

Thermoneutral water (TNI), cold-water (CWI) and contrasting water temperature immersion (CWT) are post-exercise recovery modalities commonly employed in the sporting community [1,2]. Previous studies have demonstrated an accelerated reduction in pain [3] and muscular

damage [4] as well as a more immediate recovery of muscle strength [4,5] and better performance across repeated efforts [5] with some immersions modalities (CWI and CWT) compared to passive recovery. Studies using TNI, show equivocal effects [6,7].

It is obvious that the immersion modalities affect lower limb arterial blood flow [8]. This increase in muscle blood flow improves oxygenation and nutrient delivery, while at the same time assists in the removal of metabolic by-products [2,9]. The mechanism that leads to this increased blood flow and assists metabolic by-product removal involve the hydrostatic pressure induced by immersion, which increases blood volume shifting fluid from the interstitial

compartment towards the blood plasma [2]. Furthermore during upright immersion, there is a pressure gradient with the deepest aspects experiencing the greatest pressure compared to portions of the body near the surface. This reduces venous distension due to gravity and improves venous return [10]. As such, augmented venous return increases thoracic blood volume and consequently there is an improvement in cardiac preload. This alteration in preload, via the Franck Starling Law, alters cardiac contractile function, and increases stroke volume and cardiac output, whilst decreasing heart rate [8,11].

At the local level of the limb, application of an external pressure can cause an increase in blood flow [12]. Two theories are often used to explain this increase in limb blood flow. Some researchers suggest a myogenic reflex induces vasodilatation which enables higher blood flow and better clearance of metabolites [10]. Whereas others suggest the compression accelerates venous return by increasing the pressure gradient. This will act as a stimulus that increases arteriolar shear stress as flow increases, in turn nitric oxide synthesis is activated with endothelial dependent arteriolar vasodilatation occurring afterwards [13]. Thus, methods to passively increase flow throughout the muscle and increase venous return [14] may enable accelerated metabolite clearance in recovery, which may improve performance in subsequent exercise bouts [2].

Studies that examine the effects of immersion on the cardiovascular system have focused on arterial flow, heart rate and stroke volume. However, the involvement of the venous vasculature is poorly described. Specifically, two recent review articles have not highlighted any venous hemodynamics suggesting there are few studies in this area [2,15]. The most recent work examining venous responses to CWI were conducted by Peiffer et al. [16]. They measured common femoral vein caliber changes after exercise under two conditions: control (passive recovery) and lower limb CWI and showed no real impact of this modality on caliber immediately after exercise. However a decrease in the caliber (-12%) was apparent 45 minutes after recovery with CWI.

We believe that studying the venous system is important in the context of exercise recovery. Indeed, improvements in venous return are regularly suggested as a justification when using various recovery methods (compression, immersion, active recovery, electro stimulation). Yet within the immersion framework, very few studies really examine the venous system. Most studies measure indirect indices (waste clearance, muscle soreness, muscle strength, performance, heart rate, heart rate variability, arterial blood flow) and propose hypotheses about the role of the venous system [2,4,17]. However to our knowledge no study has analyzed the effects of immersion and temperature on the deep and superficial venous system. Addressing this lack of information will provide us with a better understanding of global lower limb hemodynamics (not only arterial blood flow) under conditions of hydrostatic pressure and temperature variations.

The purpose of our study was to determine the size alterations of deep (common femoral vein CVF) and superficial (great saphenous vein GSV) lower limb veins during recovery from an immersion session of 16 minutes involving three modalities TNI, CWI and CWT. Based on our previous observations [18], we hypothesize that TNI will induce an increase

in CVF and GSV cross-sections; CWI reduce CVF and GSV cross-sections whilst; CWT will have no impact upon venous cross-sections.

2. Methods

This study was conducted in accordance with the Declaration of Helsinki and approved by the local Research Ethics Committee. Ten professional handball players completed the study, after a verbal and written explanation of the testing procedures and written consent was provided. They were on average (\pm standard errors [SE]) 20.2 ± 0.4 years old; 185.7 ± 1.5 cm tall; had a mass of 81.7 ± 2.7 kg and body fat composition of $12.0 \pm 0.8\%$ (estimation from skinfold thickness).

According to a medical interview, all were healthy with no history of cardiovascular disease or were taking medication. The participants were accustomed to the immersion modalities; since they used them regularly after their training sessions. The experiment was organized during the winter break and participants did not partake in physical activity between the sessions.

The participants completed three experimental trials in a randomized order. Experimental trials were completed at the same time of the day and under similar environmental conditions (temperature: $25.0 \pm 1.0^\circ\text{C}$; humidity: $60 \pm 1.0\%$), at intervals of 7 days. After a 10-min period of rest in a seated position, the participants completed a 16-min procedure in the upright position immersed in TNI, CWI or CWT. CWT began with 2 minutes in cold water and ended with 2 minutes in thermoneutral water.

Every 2 min, calf skin temperature was recorded (Thermistor thermometer, Barnant Company, Barrington, Illinois, USA); arterial blood pressure was measured noninvasively via automated brachial auscultation (Omron 5, Omron Healthcare, Kyoto, Japan) and mean arterial pressure was calculated as: $1/3$ Systolic + $2/3$ Diastolic; subjective perception of comfort was assessed using a scale from 0 very comfortable to 10 very uncomfortable.

The vein cross-sectional area was measured at rest in the upright position before immersion and again at the end of the each immersion period during the sixteenth minute, whilst the lower limbs were still immersed in the water.

Participants immersed their lower limbs in water of $\sim 35^\circ\text{C}$ for TNI and $\sim 12^\circ\text{C}$ for CWI, and alternated every 2 min between $\sim 12^\circ\text{C}$ and $\sim 35^\circ\text{C}$ for CWT. A tank was used for TNI and cold CWI. The water was not circulated in the tank. During CWT, two tanks were placed side to side to ensure rapid transitions between them of approximately 5 s. A thermometer attached to the tank was used to measure consistency in the water temperatures. Temperature and duration of immersion were chosen based on available data in the literature [19,20]. Immersion involved the full lower limbs to the top of the thigh, so that vein cross-sections could be measured above the water at the level at both the CFV and GSV.

The CFV was selected because it is the largest vessel draining the lower limbs [21]. This vein is located downstream from the sapheno-femoral junction, which drains the deep and the superficial lower limb veins. There are few anatomical variations at the level of this vein. The GSV was

chosen in part because of its size and its drainage territory, since it is the main vein of the lower limb superficial venous system [22]. In physiological conditions apart from immersion, 90% of the emptying of the lower limb blood traverses the deep venous system and 10% through the superficial [22]. The superficial veins are characterized by their location under the muscular fascia. They drain cutaneous and sub-cutaneous tissues whilst the deep veins drain mainly skeletal muscle [22].

All Doppler ultrasound measurements were performed with a 7.5-MHz multifrequency linear transducer (LA522E, EsaoteBiomedica, Genoa, Italy) attached to a high-resolution ultrasound machine (MyLabTM30CV, EsaoteBiomedica, Genoa, Italy). The same operator acquired all the measurements and was a qualified vascular practitioner trained in venous ultrasound assessments. The vessel cross-sectional areas were determined from images acquired in cross-section using B-mode. B-mode images were recorded and sent, via Ethernet network, for offline analysis and measurement to a workstation (MyLab™ Desk, EsaoteBiomedica, Genoa, Italy) and another operator analyzed the images and was blinded to the experimental conditions.

The location along the vessel of interest of every participant was determined before beginning the experimental conditions at rest. The great saphenous vein images were acquired in relation to its saphenous fascia, 3–5 cm upstream of the sapheno-femoral junction. The common femoral vein images were acquired in relation to the Scarpa, after differentiation of the vein and the artery by application of compression, 3–5 cm downstream of the sapheno-femoral junction. To ensure reproducibility of the measures, the positioning of the probe was marked on the skin using indelible ink. CFV and GSV cross-sections (mm^2) were measured automatically with a manual adjustment by tracing the internal outlines of the venous wall. The data were calculated by averaging three consecutive measures.

Statistical analyses were performed using SigmaStat 3.5 for Windows (Systat Software Inc., San Jose, CA, USA). Data are presented as mean \pm SD. A P -value < 0.05 was considered statistically significant. Normality was tested using the Kolmogorov-Smirnov test. To assess the effects of the immersion protocol, CFV cross-section and GSV cross-section were analyzed using Two Way Repeated Measures ANOVA (immersion modalities \times time). Student-Newman-Keuls Method test was used for post-hoc pairwise comparisons. Two Way Repeated Measures ANOVA (immersion modalities \times time) with post hoc tests (Student-Newman-Keuls Method) were used to compare calf cutaneous temperature, comfort perceived and mean arterial pressure with the three immersion modalities across time.

3. Results

At the end of the immersion period during the sixteenth minute (Fig. 1A) the calf cutaneous temperature was significantly lower (main effect for modality, $P < 0.05$) in the CWI condition at $15.9 \pm 0.30^\circ\text{C}$, than in CWT ($33.5 \pm 0.38^\circ\text{C}$) or TNI ($34.9 \pm 0.17^\circ\text{C}$). At rest, no significant difference was observed between modalities (CWI $30.0 \pm 1.5^\circ\text{C}$; CWT

$29.7 \pm 1.2^\circ\text{C}$; TNI $30.0 \pm 1.2^\circ\text{C}$). Concerning the comfort of participants (Fig. 1B), TNI was significantly (main effect for modality, $P < 0.05$) more comfortable (averages 1.64 ± 0.32) compared with CWT (3.23 ± 0.59) or CWI (3.77 ± 0.60). Mean arterial pressure (Fig. 1C) was significantly (main effect for modality, $P < 0.05$) lower during TNI (averages 94.3 ± 1.1 mmHg) than CWT (99.3 ± 1.3 mmHg) or CWI (99.3 ± 0.7 mmHg).

No difference in CFV cross-section (TNI = 87.6 ± 12 mm^2 ; CWT = 86.9 ± 13 mm^2 ; CWI = 87.1 ± 17 mm^2) and GSV cross-section (TNI = 18.3 ± 2.6 mm^2 ; CWT = 18.7 ± 2.5 mm^2 ; CWI = 18.8 ± 3.4 mm^2) were found at rest between the three immersion visits ($P > 0.05$).

CFV cross-section (Fig. 2) significantly increased with all the modalities (+20.6% with TNI, +14% with CWT and +7% with CWI, main effect for time $P < 0.05$) however, there were no differences between these three modalities ($P > 0.05$).

Fig. 3 displays the changes in GSV cross-section at the end of the immersion period during the three immersion conditions. There was a significantly larger GSV cross-section compared to all other conditions (interaction effect, $P < 0.05$) with the vessels enlarging by 13% with TNI. There was a significantly smaller GSV cross-section compared to all other conditions as well (interaction effect, $P < 0.05$) with the GSV cross-section decreased by -19% with CWI. In the CWT condition, ($P > 0.05$; +1,4%) the GSV cross-section was not different from baseline.

4. Discussion

The purpose of this study was to determine changes in lower limb vein cross-section in response to various conditions of immersion frequently used by athletes in recovery. The main findings were as follows (1) the CFV cross-section increased during the three immersion modalities, (2) whereas GSV cross-section was increased during TNI, yet decreased during CWI and unaltered by CWT. This suggests the hydrostatic pressure and the water temperature have differential effects on the deep and the superficial venous systems.

During TNI, hydrostatic pressure plays a greater role than temperature. Indeed, the water temperature (35°C) is close to skin temperature (34.9°C) and body temperature (about 37°C = physiological rest temperature) in this condition. The significant distension of both the deep (CFV) and superficial (GSV) veins during TNI may be explained by two potential mechanisms. One mechanism is described as passive caused by the increase of the arterial blood flow entering the lower limb [18]. The water pressure applied to the skin is transmitted in depth to the tissues surrounding the arterioles, which in turn reduces the transmural pressure gradient. Arterial vessels dilate in response to a fall of the transmural vessel pressure gradient (myogenic response). The increase in artery cross-section leads to a reduction in peripheral resistance, which could be related to the observed reduction in MAP (average at rest 100.2 ± 2.8 mmHg, average during immersion 94.3 ± 1.1 mmHg) if Q is maintained, and consequently an elevation in femoral artery blood flow will ensue [18]. The venous expansion would be connected to the capacities of the venous system, which enlarge as capacitance increases. This function of the veins relates

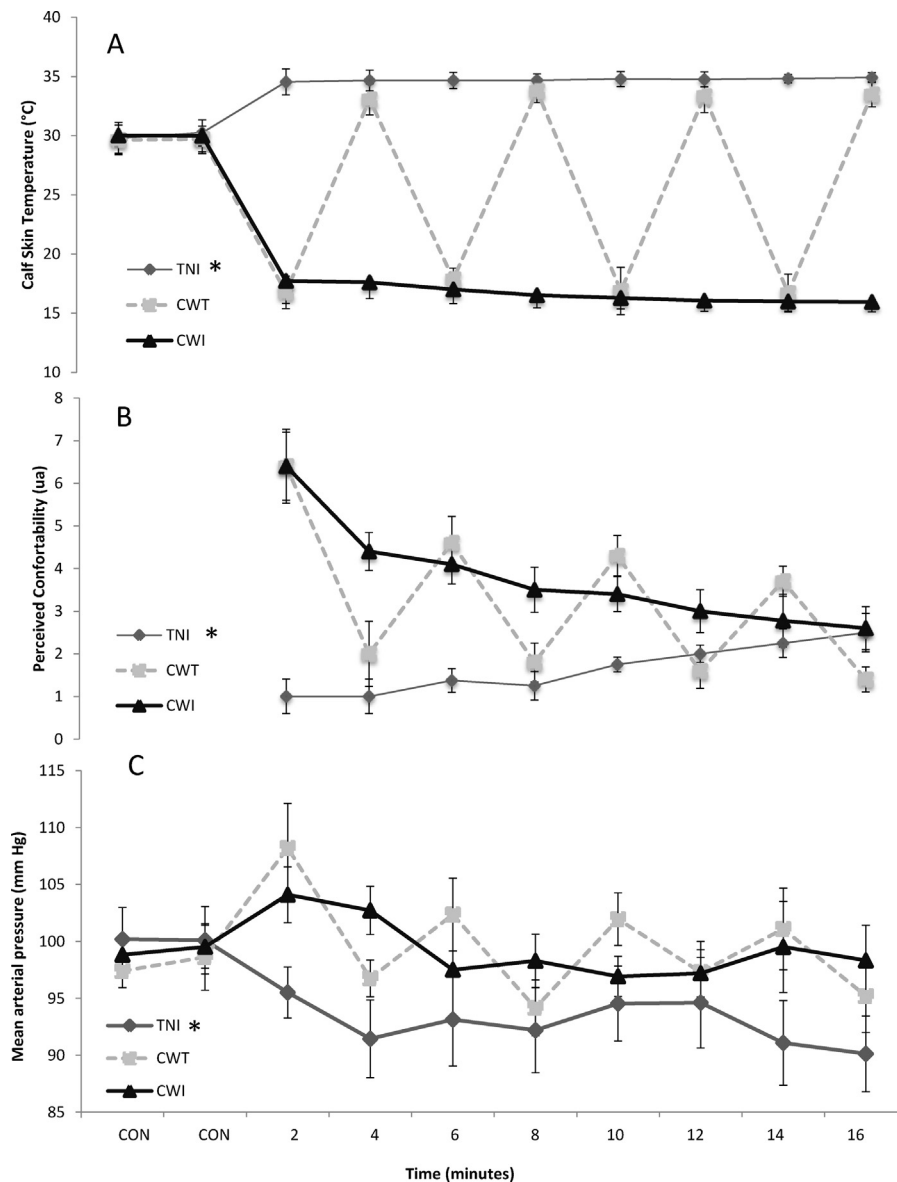


Figure 1 (A) Calf cutaneous temperatures, (B) thermal comfort and (C) mean arterial pressure at rest and during immersion under three conditions: cold-water immersion (CWI), contrasting water temperatures (CWT) and thermoneutral water immersion (TNI). * indicates a significant main effect for modality ($P < 0.05$) with TNI significantly different from CWI and CWT.

to their composition (large proportion of elastin and small proportion of the collagen and smooth muscle cells [23]) and leads to this enlargement. The second mechanisms to explain the vein enlargement during TNI is an active process induced by the endothelium that we could characterize as venous shear stress related. Researchers using in vivo animal models have found that the venous endothelium secretes vasoactive molecules (NO, prostaglandins etc.) when blood flow increases due to augmented shear stress [24]. This in turn leads to dilation and an increase in venous capacitance and potentially blood flow.

In our study the hydrostatic pressure was identical under each immersion condition (same level of water in each tank), thus the impact of water temperature has been isolated. As such, the cold water may have been the driving factor contributing to the decrease in GSV cross-section within the

CWI condition. These cold related alterations may relate to sympathetic stimulation activated through cutaneous thermoreceptors [8]. Jansky et al. [25] demonstrated that cold-water immersion increased sympathetic nervous system activity, as evidenced by a significant increase in plasma noradrenaline concentration. The superficial venous system responds to sympathetic stimulation with substantial venoconstriction. As mentioned previously, the CFV cross-section was significantly increased under these same conditions. This differential response of the deep and superficial venous systems may be related to some specific properties of these venous systems. First, deep veins in the legs have sparse sympathetic innervation compared with superficial veins [26]. Second, smooth muscle cells are more abundant in the superficial veins than in the deeper veins [26]. These properties would create a situation where deep veins may be more

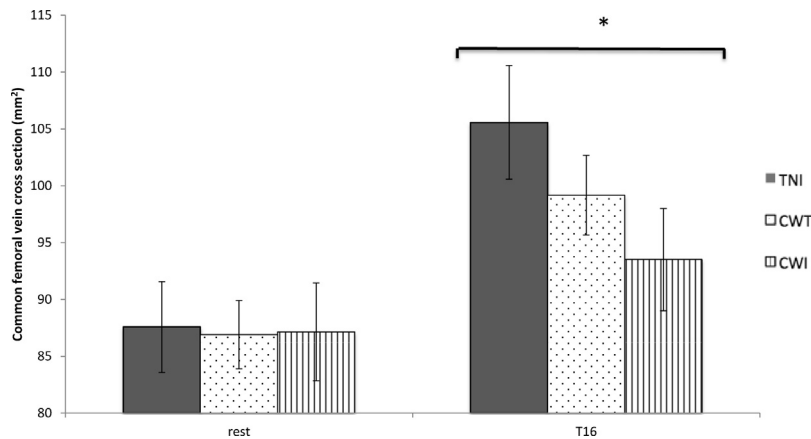


Figure 2 Comparisons between common femoral vein (CFV) cross-sections (mm^2) at rest (CON) and at the sixteen minute under three immersion conditions: thermoneutral water immersion (TNI), contrasting water temperatures (CWT) and cold-water immersion (CWI). * indicates a significant main effect for time, $P < 0.05$ with a general enlargement of the CFV with immersion that did not differ between modalities.

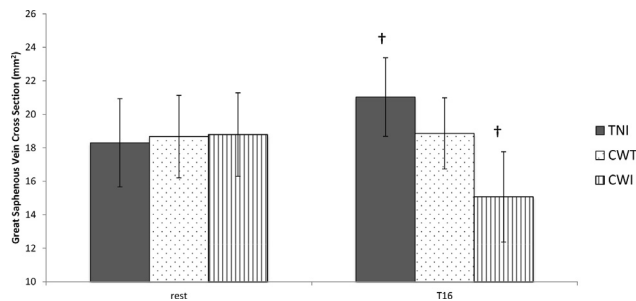


Figure 3 Comparisons between great saphenous vein (GSV) cross-sections (mm^2) at rest (CON) and at the sixteen minute during three immersion conditions: thermoneutral water immersion (TNI), contrasting water temperatures (CWT) and cold-water immersion (CWI). † indicates a significant time \times modality interaction, $P < 0.05$. An enlargement of the GSV occurred with TNI whilst there was a reduction in size with CWI.

influenced by the hydrostatic effect of the immersion whilst the superficial veins would be more influenced by temperature change. Thus under CWI conditions venoconstriction of the superficial veins predominates due to the reduced temperature and sympathetic activation whilst dilation of the deep veins occurs through the increased arterial flow as detailed previously. Further support for this differential regulation of deep and superficial veins with immersion is apparent within the TNI condition where both veins dilate although and the added dilation of the skin vasculature contributes even more to deep vein enlargement (7% in CWI, versus +20.6% in TNI).

The theorized benefits of CWT involves the alternating vasoconstriction and vasodilatation caused by the transitions from one temperature to the other. This phenomenon is referred as vaso-pumping [27]. Again it is thought that this phenomenon improves metabolite clearance and reduces edema [28]. In our study, no significant GSV cross-section difference was evident at the end of CWT compared to CON. We noted a 13% increase after TNI, and a 19% decrease after CWI. When designing the experiment, we

had last exposure as thermoneutral. We believe that the cross-sectional data might depend solely on the last exposure through the involvement of the sympathetic system. Within the deep venous system, the hydrostatic pressure effect seems to be greater than the temperature effect (increase CVF cross-section 14%). The CFV cross-section response during CWT was intermediate between TNI (+20.6%) and CWI (+7%) suggesting a relation to hydrostatic pressure, and also superficial vein drainage into the deep system. Overall, CFV cross-sectional enlargements likely reflect an overall improvement in venous return. As such, the venous return facilitation increases thoracic blood volume and consequently there is an improvement in cardiac preload. This alteration in preload results, via the Frank-Starling Law, in an increase in cardiac output (regardless of temperature) [8].

Methodological considerations: one limitation of the study is reduced statistical power due to the small sample size included in this protocol although we do see significant alterations in venous parameter. We conducted this study on athletes because of their familiarity with the immersion modalities, and their availability so the generalisability of the finding may be somewhat limited. In addition, the choice of immersion temperatures and durations for each condition was based on previous literature and may not have been strong or persistent enough to alter venous parameters substantially [27,28]. Nevertheless, since there is no real standardization of recovery protocols these data highlight the impact of one particular method although other methods will likely result in different responses.

In this study, measures were made only during immersion and no measurements were acquired after. The effects noted by Peiffer et al. [29] extend well into recovery (45 minutes after CWI) suggesting a need to prolong measures in order to characterize the complete response. Beyond simple application at rest, the complex situation after physical exercise is an aspect of future research that needs attention especially because peripheral and central temperature and arterial and venous flows increases. Blood flow in any vessel is influenced by both the blood velocity and vessel diameter. In our study, we did not assess blood velocity

and blood flow. However, work by Peiffer et al. [29] indicates that a 12% reduction in CFV cross-section led to a ~24% decrease in blood flow. If we translate these observations to our results, we can estimate that there was an increase in CFV blood flow of ~40% in TNI, ~28% in CWT and ~14% in CWI. Estimates at the GSV are more difficult to determine since there are few studies relating vessel cross-section to hemodynamics.

5. Conclusion

Overall, our study demonstrates that hydrostatic pressure and water temperature have differential effects on the deep and the superficial venous systems in the context of lower limb immersion. Hydrostatic pressure, due to immersion, causes an increase in deep venous cross-section (common femoral vein) regardless of temperature although the magnitude of the response does seem to be temperature dependent. Conversely the great saphenous vein, which belongs to the superficial venous system, is likely more influenced by variations in temperature (increase in thermoneutral water, decrease in cold water, no change in contrasted immersion). The mechanisms that explain these differential responses require further investigation.

Funding

No external financial support is declared for research.

Disclosure of interest

The authors declare that they have no competing interest.

Acknowledgements

The authors would like to thank the athletes for their time and enthusiasm. We also thank C. Capitan for technical assistance.

References

- [1] Dawson B, Gow S, Modra S, Bishop D, Stewart G. Effects of immediate post-game recovery procedures on muscle soreness, power and flexibility levels over the next 48 hours. *J Sci Med Sport* 2005;8:210–21.
- [2] Wilcock IM, Cronin JB, Hing WA. Physiological response to water immersion: a method for sport recovery? *Sports Med* 2006;36:747–65.
- [3] Bleakley C, McDonough S, Gardner E, Baxter GD, Hopkins JT, Davison GW. Cold-water immersion (cryotherapy) for preventing and treating muscle soreness after exercise. *Cochrane Database Syst Rev* 2012;15(2):CD008262.
- [4] Ingram J, Dawson B, Goodman C, Wallman K, Beilby J. Effect of water immersion methods on post-exercise recovery from simulated team sport exercise. *J Sci Med Sport* 2009;12:417–21.
- [5] Dunne A, Crampton D, Egana M. Effect of post-exercise hydrotherapy water temperature on subsequent exhaustive running performance in normothermic conditions. *J Sci Med Sport* 2013;16:466–71.
- [6] Kuligowski LA, Lephart SM, Giannantonio FP, Blanc RO. Effect of whirlpool therapy on the signs and symptoms of delayed-onset muscle soreness. *J Athl Train* 1998;33(3):222–8.
- [7] Nakamura K, Takahashi H, Shimai S, Tanaka M. Effects of immersion in tepid bath water on recovery from fatigue after submaximal exercise in man. *Ergonomics* 1996;39(2):257–66.
- [8] Park KS, Choi JK, Park YS. Cardiovascular regulation during water immersion. *Appl Hum Sci J Physiol Anthropol* 1999;18:233–41.
- [9] Hausswirth C, Bieuzen F, Barbiche E, Brisswalter J. Rponses physiologiques liées à une immersion en eau froide et à une cryostimulation-cryothérapie en corps entier : effets sur la récupération après un exercice musculaire. *Sci Sports* 2010;25:121–31.
- [10] Kurabayashi H, Tamura K, Tamura ichi J, Kubota K. The effects of hydraulic pressure on atrial natriuretic peptide during rehabilitative head-out water immersion. *Life Sci* 2001;69:1017–21.
- [11] Farhi LE, Linnarsson D. Cardiopulmonary readjustments during graded immersion in water at 35°C. *Respir Physiol* 1977;30:35–50.
- [12] Bochmann RP, Seibel W, Haase E, Hietschold V, R del H, Deussen A. External compression increases forearm perfusion. *J Appl Physiol Bethesda Md* 1985 2005;99:2337–44.
- [13] Tschakovsky ME, Hughson RL. Venous emptying mediates a transient vasodilation in the human forearm. *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 2000;279:H1007–14.
- [14] de Glanville KM, Hamlin MJ. Positive effect of lower body compression garments on subsequent 40-km cycling time trial performance. *J Strength Cond Res Natl Strength Cond Assoc* 2012;26:480–6.
- [15] Mooventhan A, Nivethitha L. Scientific evidence-based effects of hydrotherapy on various systems of the body. *North Am J Med Sci* 2014;6:199–209.
- [16] Peiffer JJ, Abbiss CR, Nosaka K, Peake JM, Laursen PB. Effect of cold water immersion after exercise in the heat on muscle function, body temperatures, and vessel diameter. *J Sci Med Sport* 2009;12:91–6.
- [17] Hamlin MJ, Mitchell CJ, Ward FD, Draper N, Shearman JP, Kimber NE. Effect of compression garments on short-term recovery of repeated sprint and 3-km running performance in rugby union players. *J Strength Cond Res Natl Strength Cond Assoc* 2012;26:2975–82.
- [18] Mantrier A, Biliard S, Ravier G, Mourot L, Bouhaddi M, Regnard J, et al. Changes in femoral artery blood flow during thermoneutral-, cold-, and contrast-water therapy. *J Sports Med Phys Fitness* 2015;55(7–8):768–75.
- [19] Almeida AC, Machado AF, Albuquerque MC, Netto LM, Vanderlei FM, Vanderlei LCM, et al. The effects of cold water immersion with different dosages (duration and temperature variations) on heart rate variability post-exercise recovery: a randomized controlled trial. *J Sci Med Sport* 2016;19(8):676–81.
- [20] Versey NG, Halson SL, Dawson BT. Water immersion recovery for athletes: effect on exercise performance and practical recommendations. *Sports Med* 2013;43:1101–30.
- [21] Morris RJ, Woodcock JP. Evidence-based compression. *Ann Surg* 2004;239:162–71.
- [22] Meissner MH, Moneta G, Burnand K, Glociczki P, Lohr JM, Lurie F, et al. The hemodynamics and diagnosis of venous disease. *J Vasc Surg* 2007;46:S4–24.
- [23] Gollledge J, Quigley FG. Pathogenesis of varicose veins. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 2003;25:319–24.
- [24] Chies AB, Rossignoli P, de S, Baptista R, de FF, de L bio RW, et al. Exercise reduces angiotensin II responses in rat femoral veins. *Peptides* 2013;44:47–54.
- [25] Jansky L, Sramek P, Savlikova J, Ulicnv B, Janakova H, Horky K. Change in sympathetic activity, cardiovascular functions and plasma hormone concentrations due to cold water

- immersion in men. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1996;74(1-2):148-52.
- [26] Pang CC. Autonomic control of the venous system in health and disease: effects of drugs. *Pharmacol Ther* 2001;90:179-230.
- [27] Bieuzen F, Bleakley CM, Costello JT. Contrast water therapy and exercise induced muscle damage: a systematic review and meta-analysis. *PLoS One* 2013;8:e62356.
- [28] Cochrane DJ. Alternating hot and cold water immersion for athlete recovery: a review. *Phys Ther Sport* 2004;5:26-32.
- [29] Peiffer JJ, Abbiss CR, Watson G, Nosaka K, Laursen PB. Effect of cold-water immersion duration on body temperature and muscle function. *J Sports Sci* 2009;27:987-93.

BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation

May Thurner Syndrome revealed by left calf venous claudication during running, a case report.

--Manuscript Draft--

Manuscript Number:	SSMR-D-16-00053R2
Full Title:	May Thurner Syndrome revealed by left calf venous claudication during running, a case report.
Article Type:	Case report
Section/Category:	Exercise and health
Funding Information:	
Abstract:	<p>Background: May Thurner syndrome is relatively unknown to physicians, its management is well standardized and the outcomes of treatment are satisfactory in the short to medium term. Case presentation: We report the case of a patient who suffered from venous claudication during running which impaired their quality of life, decreased their athletic performance and resulted in a career change. May Thurner syndrome diagnosis was made after extensive hemodynamic analysis of a lower limb venous duplex ultrasound scan. This diagnosis was later confirmed by imaging. Subsequent endovascular care provided rapid and sustained clinical improvement.</p> <p>Conclusion: The main difficulties with the May Thurner syndrome are to think about it and know how to look for it; indeed the misdiagnosis time can be long. When diagnosis is made, treatment could be easy and effective.</p>
Corresponding Author:	samuel beliard, M.D., Ph.D. student Universite de Franche-Comte UFR des Sciences et Techniques des Activites Physiques et Sportives BESANCON, FRANCE
Corresponding Author Secondary Information:	
Corresponding Author's Institution:	Universite de Franche-Comte UFR des Sciences et Techniques des Activites Physiques et Sportives
Corresponding Author's Secondary Institution:	
First Author:	samuel beliard, M.D., Ph.D. student
First Author Secondary Information:	
Order of Authors:	samuel beliard, M.D., Ph.D. student Damien Feuvrier, M.D. Emilie Ducroux Lucie Salomon du Mont
Order of Authors Secondary Information:	
Response to Reviewers:	<p>CORRECTIONS POINT-BY-POINT SSMR-D-16-00053</p> <p>Dear Editor,</p> <p>We would like to thank you for the reviewing of our manuscript entitled "May Thurner Syndrome revealed by left calf venous claudication during running, a case report". We appreciate the opportunity to be published in your journal promoting the link between vascular medicine, exercise physiology and field applications. We would like to warmly</p>

thank the reviewers for the time spent undertaking their helpful revision. We have detailed our responses point-by-point.

Yours sincerely,

Samuel Béliard

EDITOR

Title page - please ensure the email address for each author is listed on this page. We ensure the email address for each author on title page.

Consent for publication - All presentations of case reports must have consent to publish. If written consent to publish has not been obtained we ask that this be obtained retrospectively before uploading your revised manuscript.

We obtained the consent of the patient for publication (attached file).

We send a copy of the consent form directly to
MedicalEditorsConfidential@biomedcentral.com.

We include a new statement for the 'Consent for publication' declaration (page 3 lines 1-4).

Authorship (<https://www.biomedcentral.com/getpublished/editorial-policies#authorship>)

We note that one author has been added (LSM), and one removed (SR). Thank you for submitting an authorship form. Please respond to the two following concerns:

a) Author LSM has been added as an author after the first round of revision due to their involvement in revising the manuscript.

From our editorial policies, an 'author' is generally considered to be someone who has made substantive intellectual contributions to a published study. We recommend that that you adhere to the guidelines for authorship that are applicable in your research field or, in the absence of any guidelines, to the International Committee of Medical Journal Editors (ICMJE) guidelines. According to the ICMJE guidelines, to qualify as an author one should have:

- made substantial contributions to conception and design, or acquisition of data, or analysis and interpretation of data;
- been involved in drafting the manuscript or revising it critically for important intellectual content;
- given final approval of the version to be published. Each author should have participated sufficiently in the work to take public responsibility for appropriate portions of the content; and
- agreed to be accountable for all aspects of the work in ensuring that questions related to the accuracy or integrity of any part of the work are appropriately investigated and resolved.

Acquisition of funding, collection of data, or general supervision of the research group, alone, does not usually justify authorship.

Please consider whether this individual qualifies for authorship according to the ICMJE guidelines or whether it would be more suitable to be included as a contributor in the 'acknowledgements' section.

b) Author SR has been removed from the author list and this has not been detailed in the authorship form attached to your revised manuscript. A new authorship form which has been completed correctly with all details would need to be received by the journal to proceed with any changes in authorship.

Please also note that your author contributions statement in the main manuscript PDF must reflect changes made in the form accurately.

Please complete a new Authorship change form and upload this with your revised manuscript.

We complete a new Authorship change form and we upload this with our revised manuscript.

We change our author contributions statement in the main manuscript (page 10 lines 18-27).

We change our acknowledgements in the main manuscript (page 10 lines 32-33).

REVIEWER 2:

Revision well done and all points addressed to satisfaction

In addition :

Line 6 page 2: we added the word "diagnosis". It was an oversight.

We have updated two references (page 11, lines 24-27)

Garlanger, Kristin L., Elena J. Jelsing, et Jonathan T. Finnoff. 2017. « External Iliac Artery Vasospasm in an Elite Female Runner ». *Sports Health* 9 (1): 87-90.

Jenkins, J. Stephen, et Paul Michael. 2014. « Deep Venous Thrombosis: An Interventionalist's Approach ». *The Ochsner Journal* 14 (4): 633-40.

[Click here to view linked References](#)

TITLE

May Turner Syndrome revealed by left calf venous claudication during running, a case report.

AUTHORS

Samuel Béliard^{a,b}, Damien Feuvrier^{c,d}, Emilie Ducroux^e, Lucie Salomon du Mont^{e,f}

Institutional addresses:

a / PEPITE EA4267, Platform Exercise Performance Health Innovation (EPHI), Univ. Bourgogne Franche-Comté, F-25000 Besançon, France.

b / Cardiology, Angiology, Hôpital Louis Pasteur, 39100 Dole, France.

c / Department of orthopedic and trauma surgery, plastic surgery, plastic and reconstructive, hand surgery, University Hospital , CHUR Jean Minjoz, 25000 Besançon, France.

d / Laboratory of Anatomy, Faculty of Medical and Pharmaceutical Sciences, 20 rue Ambroise Paré, 25030 Besançon, France.

e / Vascular Surgery, Vascular Medicine, University Hospital, CHUR Jean Minjoz, 25000 Besançon, France.

f / EA. 3920, University of Franche-Comté, Besançon, France.

Email addresses:

Samuel Béliard: samuel.beliard@gmail.com

Damien Feuvrier: feuvrier.damien@gmail.com

Emilie Ducroux: educroux@chu-besancon.fr

Lucie Salomon du Mont: lsalomondumont@chu-besancon.fr

RUNNING HEAD

Venous claudication and May Turner Syndrome

ABSTRACT

Background:

1 May Thurner syndrome is relatively unknown to physicians, its management is well
2 standardized and the outcomes of treatment are satisfactory in the short to medium term. Case
3 presentation:

4 We report the case of a patient who suffered from venous claudication during running which
5 impaired their quality of life, decreased their athletic performance and resulted in a career
6 change. May Thurner syndrome diagnosis was made after extensive hemodynamic analysis of
7 a lower limb venous duplex ultrasound scan. This diagnosis was later confirmed by imaging.
8 Subsequent endovascular care provided rapid and sustained clinical improvement.

9 Conclusion:

10 The main difficulties with the May Thurner syndrome are to think about it and know how to
11 look for it; indeed the misdiagnosis time can be long. When diagnosis is made, treatment
12 could be easy and effective.

13 **KEY WORDS**

14 May Thurner Syndrome, venous compression, venous claudication, post thrombotic
15 syndrome, case report.

16 **MANUSCRIPT**

17 1.1 BACKGROUND

18 The most commonly proposed aetiologies of calf pain during physical exercise are muscular
19 (muscle injury, compartment syndrome), rheumatologic (chronic bone micro traumatic
20 pathology, projected joint pain), neurological (lumbar compression syndrome, neuropathy
21 device) or arterial (claudication). Chronic venous disease that is related or not with a post
22 thrombotic syndrome, could be another explanation but this is not often explored and
23 therefore not often suggested as an aetiology. Symptoms of venous claudication during
24 physical exercise involve deep pain, first dull, then intense and constrictive, in the calf or
25 thigh, culminating in functional impairment. Unlike arterial claudication, these sensations
26 don't diminish after effort, but dissipate when the patient assumes a position that enhances
27 venous drainage position (Becker 2006). Often this involves elevating the lower limbs to 45 °
28 relative to the horizontal when in the supine position (Le Roux P. et Planchon B. 1994).

29 Here we report a clinical case in which investigative semiology analysis and hemodynamic
30 exploration for venous claudication after exercise helped to diagnose May Thurner syndrome

1 (MTS) in a patient, following a lengthy period of misdiagnosis. We obtained the written
2 agreement of the subject involved in the clinical case before writing this article. Then the
3 subject signed the declaration for the 'Consent for publication'.
4

4 1.2 CASE PRESENTATION

5 1.2.1 Context

6 A 25-year-old man was referred to vascular medicine clinic because of pain in the left calf
7 while running, which had been occurring for the past four years.

8 This patient practiced almost daily physical activity that involved both combative and running
9 (over 8 hours per week), and he competed at a regional level (with a personal best of running
10 of 36min12s/10 000m). In 2012, the patient had reported left calf pain when running, forcing
11 him to stop. He described a calf swelling sensation that gradually increased with the intensity
12 of running. While in the past he could easily run 15-20 km, the patient reported at that date
13 that he could not run more than 2 km before having to stop. After stopping, the pain was deep
14 and persisted for several minutes; it was also associated with swelling of the calf. This pain
15 had led him to change his occupation to a less physically demanding job (military officer in
16 the past, and now security officer). The consequences were a weight gain of 8 kg, and a
17 cessation of all physical activity (running, fight sports). The patient also reported a loss of
18 self-esteem.

19 1.2.2 History of the disease

20 Over a period of four years, the patient was seen by two general physicians, a rheumatologist,
21 a neurologist, a sports physician and a vascular physician. Many explorations were carried out
22 (spinal and pelvic x-ray, pelvic and lumbar spine scan, venous duplex scan, arterial duplex
23 scan, and electromyography), all of which revealed no sign of dysfunction. The sports
24 physician raised the possibility of diagnosis of a compartment syndrome, but the patient
25 refused to submit to investigation of intramuscular pressure taken at rest and in immediately
26 post exercise. Different therapies were proposed, including anti-inflammatory drugs,
27 paracetamol and compression stockings (Class 2).

28 The patient interview revealed that a proximal deep vein thrombosis DVT (thrombosis in the
29 iliac, femoral and popliteal veins) of the left lower limb had been diagnosed in 2012 and
30 treated for six months by direct oral anticoagulant therapy (Rivaroxaban, Xarelto 20mg per
31 day) combined with compression stockings french class 3 worn (20-36 mm Hg) for six

1 months and then class 2 compression socks (15-20 mm Hg) thereafter. This episode of DVT
2 occurred spontaneously without major or minor contributing factors. There was no family
3 history of venous thromboembolism disease. Clinical and laboratory tests had found no
4 neoplasia. The biological thrombophilia test at distance of anticoagulation was negative.

5 **1.2.3 First consultation**

6 Physical examination

7 The patient was 1.78 m and 79 kg (body mass index = 24.9 kg/m²). He was afebrile, and his
8 brachial blood pressure was 120/70 mmHg. Upon examination the legs were hot and there
9 was no trophic disorder. There was a difference in the circumference of the calves (left calf
10 2cm > right calf). There were no visible or palpable varicose veins. Peripheral pulses were
11 present and there was no sign of Lassegue. Palpation of the major lower limb joints (ankles,
12 knees, hips) was not painful. Calves were flexible, painless, with good trophicity. No
13 lymphadenopathy was found and no local inflammatory signs. When examined by
14 auscultation, there were no vascular sounds along the vascular axes.

15 Vascular duplex scan exploration

16 All Doppler ultrasound measurements were performed with a high-resolution ultrasound
17 machine (Affiniti 70, Philips, Amsterdam, The Netherlands). The deep venous system was
18 free and compressible when compressed by the ultrasound probe at calf level (posterior tibial
19 veins, peroneal, gastrocnemius and soleus), at femoral popliteal level (popliteal veins, femoral
20 and common femoral) and at ilio-cava level with no sign of recent deep vein thrombosis.

21 There was wall thickening at the left common femoral vein CFV (anterior posterior diameter
22 APD under compression = 3.9 mm) and at the left external iliac vein (APD under
23 compression = 3.6 mm); this finding had already been highlighted when vascular physician
24 examined the patient in 2013.

25 The Doppler examination showed a clear asymmetry of the respiratory modulations of blood
26 velocity between right and left CFV. In the left CVT, respiratory modulations were almost
27 absent and blood volume flow was not as high as on the right side. We found a reflux into the
28 left internal iliac vein and dilation of the left gonadal vein. While standing, there was no
29 significant deep venous reflux (> 1 second) at the popliteal vein (functional venous valves).
30 The superficial venous system (great and small saphenous veins) was compressible and
31 continent.

1 The diagnostic hypothesis of MTS was issued at the end of this first consultation, taking into
2 account the following clinical and hemodynamic arguments:

- 3 ▪ History of the left proximal DVT without predisposing factor.
- 4 ▪ Symptoms of left calf venous claudication due to effort (+/- associated with unilateral
5 edema reported by the patient).
- 6 ▪ Asymmetry respiratory modulation and venous blood volume flow at the left proximal
7 deep vein (as a result of a downstream obstacle).

8 Additional morphological exploration was requested computed tomography angiography
9 (CTA) and a surgical opinion was recommended and requested.

10 **1.2.4 Support**

11 CTA acquisition with venous phase

12 The CTA revealed compression of the left common iliac vein (CIV) between the right
13 common iliac artery (CIA) and lumbar spine (Figure 1) and intraluminal spurs. There was
14 also dissimilar venous systems collatorally with that was more highly developed on the left
15 iliac axis relative to the right iliac axis, reflecting the need to create a system of substitution.

16 Surgical procedure

17 In this context of symptomatic MTS with compatible imaging, venography was performed in
18 order to confirm the diagnosis and to treat the MTS at the same time. Venography showed
19 patency of the left venous axis iliac featuring endoluminal spurs and a footprint at the
20 terminal portion of the iliac vein (Figure 2).

21 Endovascular support was carried out with introduction of two Wallstent endo prostheses
22 (Boston Scientific) into the common iliac and external iliac veins, associated with angioplasty
23 intra stent to modulate the different areas of overlap, the diameters and lengths to achieve a
24 harmonious assembly. The phlebographic control carried out at the end of the procedure was
25 satisfactory.

26 **1.2.5 Results at 3 and 6 months**

27 At 3 and 6 months, the patient reported an improvement in symptoms. The patient restarted
28 running, and initially venous claudication was not felt and the patient was once more able to
29 run more than 10 km. He currently wears a compression class III especially during physical
30 activity, as advised.

1 Angiographic assessment found normal stent patency at the iliac vein, with symmetrical
2 respiratory modulations. It was also decided to carry out a duplex ultrasound scan at 3
3 months. At this scanning session the stents were in place and permeable. Pharmacological
4 treatment in the form of an anti platelet (Clopidogrel 75mg) was prescribed.

5 1.3 DISCUSSION

6 With this study, the diagnostic criteria of MTS by imaging (CTA and venography) and the
7 subsequent therapeutic management are now well described and outcomes suggest excellent
8 recovery.

9 The difficulty in diagnosis and treatment of MTS is simply to consider it a possibility before
10 overt clinical presentation and then to carry out the appropriate explorations. For this, the
11 vascular physician should be primarily a clinician and should strive to conduct the
12 investigation via a directed examination and a search for non-specific clinical signs. Then
13 during functional exploration, the physician must consider the hemodynamics and not base
14 their assessment on imaging alone. Indeed, the compression of the iliac vein is not detectable
15 by duplex scan and in the absence of acute proximal deep vein thrombosis (external iliac or at
16 the femoral vein), the physician can miss a diagnosis of MTS. Respiratory modulations are
17 spontaneous rhythmic flow which reflect the effects of pulmonary ventilation on the
18 variability of venous flow. During inspiration, diaphragmatic contraction increases the
19 abdominal pressure, and reduces the flow of the lower limb veins that are dependent on the
20 inferior vena cava system. The opposite phenomenon is observed during expiration (Laroche
21 et al. 2012). If a hemodynamic exploration includes analysis of respiratory modulations of the
22 proximal venous flow (within the external iliac vein and / or the femoral vein), accompanied
23 by dynamic maneuvers (Valsalva, venous blood volume flow), the presence of asymmetry
24 between the two sides would point quite clearly to a downstream stenosis syndrome (the
25 obliteration table, or compression table is to be explored in static imaging thereafter).

26
27 In clinical practice, diagnosis and treatment of MTS presents several difficulties.

- 28 ■ Physicians do not clearly understand the aetiological in its entirety. The misdiagnosis
29 time can be long, a study of 58 patients with MTS revealed a median time of 59 +/- 15
30 months (range: 0-376 months) before the diagnosis (Knipp et al. 2007). The clinical
31 case reported here confirms this problem, with 4 years before obtaining suitable
32 support.

- 1 ▪ In the case of clinical suspicion, the difficulty is to establish the diagnosis. It is
2 important to differentiate a " Cockett footprint " (compression of the vein by the artery
3 on a static image without endoluminal spurs) or " Cockett postural syndrome "
4 (compression-related hyperlordosis) with specific MTS which associating
5 compression of the left iliac vein by the right iliac artery, and the presence of
6 endoluminal spurs within the iliac vein (Laroche et al. 2011). A high frequency of this
7 anatomical feature is found in many asymptomatic patients both on autopsy analysis
8 (22% of 430 bodies) (May et Thurner 1957) and/or imaging (Kibbe et al. 2004). Kibbe
9 et al. (2004) demonstrate, on a CTA series of 50 consecutive patients evaluated for
10 emergency abdominal pain, without any venous symptoms, a reduction >50% in
11 diameter of the left CIV in a quarter of the patients, and > 25% in two thirds of
12 patients. Similarly, a study from Narayan et al. (2012) shows that a compression <70%
13 does not increase the relative risk of DVT (Narayan et al. 2012), while a compression
14 > 70% of the vein increases the risk. The presence of a Cockett footprint on CTA
15 (Narayan et al. 2012) or angiography combined with magnetic resonance imaging
16 (McDermott et al. 2013) of the iliac vein to the iliac artery is not sufficient to confirm
17 the diagnosis.

18 The differential diagnostic process before a calf venous claudication, should be structured to
19 consider a diagnosis of MTS (Figure 3). Diagnosis of MTS should thus be established based
20 upon a set of arguments (Brinegar et al. 2015):

- 21 ▪ Medical history: A history of venous thromboembolism, acute symptoms (left
22 proximal DVT), chronic symptoms (post thrombotic syndrome PTS, recurrent DVT,
23 venous claudication, unilateral varicocele (Bomalaski et al. 1993)). PTS is defined by
24 the presence of symptoms (pain, heaviness, pruritus) and/or chronic venous signs (C1
25 – C6 of CEAP (Clinical, Etiologic, Anatomic, Pathophysiologic) classification:
26 telangiectasia, reticular veins, varicose veins, edema pigmentation, eczema,
27 lipodermatosclerosis, white atrophy, venous ulcer) secondary to lower limb deep
28 venous thrombosis (Galanaud 2015).
- 29 ▪ Clinical: With MTS, pain is mainly located in the calf. This pain is deep and
30 constrictive. It appears during exercise and disappears at rest. Unlike arterial
31 claudication, MTS pain does not yield immediately after activity and is relieved by
32 assuming a venous drainage position. All characteristics of this pain often mirror those
33 of chronic exertional compartment syndrome (Joubert et Duarte 2016). To
34 differentiate both entities, a compartment pressure test must be carried out.

1 Sometimes, more than one aetiology for exertional leg pain can coexist in an athlete
2 (Garlanger, Jelsing, et Finnoff 2017).

- 3 ■ Hemodynamic: Duplex ultrasound scan (Labropoulos et al. 2007) (PTS with analysis
4 of the reflux, compressive syndrome with asymmetry respiratory modulations, venous
5 stenosis), +/- plethysmography (evaluation of reflux) +/- intravenous ultrasound
6 (Ahmed et Hagspiel 2001) (intra luminal damaged, pretreatment evaluation) needs to
7 be performed and must involve specific evaluation of the respiratory modulation of
8 venous flow bilaterally.
- 9 ■ Morphological (Donatella et al. 2015) (CTA +/- angio MR +/- venography): Evidence
10 of compression, more highly developed collatorally, the presence or absence of
11 thrombosis and intra luminal spurs.

12 If MTS is confirmed, therapeutic management is now well defined (Dadon 2010), and is
13 relatively simple and minimally invasive. It combines medical treatment (Knipp et al. 2007)
14 (walking, compression device class III) and endovascular management (Jenkins et Michael
15 2014) (angioplasty stenting). This support leads to a significant improvement in symptoms
16 and quality of life (Raju et Neglén 2009), and is associated with high low long-term patency
17 rates (Knipp et al. 2007, Brinegar et al. 2015). The main risk of this therapeutic management
18 is recurrence. However, medium- and long-term patency have been evaluated and are highly
19 in favor of treatment (Knipp et al. 2007) with primary patency rates of 74.1% at 1 year (SE,
20 6.3%) and 38.1% at 60 months (SE, 12.4%); and secondary patency rates of 85.8% at one
21 year (SE, 5.0%) and 73.8% at 60 months (SE, 9.7%). There is no consensus concerning the
22 duration of platelet therapy after the surgical procedure. In our practice, we continue this
23 treatment after the first year by re-evaluating the risk benefit ratio.

24 1.4 CONCLUSION

25 In conclusion, diagnostic error before a MTS, reported in the literature and found in this
26 clinical case could be reduced by changing two factors. First a better understanding of this
27 disease and of venous claudication indices by physicians is required (general, vascular and
28 sports medicine physicians). Second a systematic hemodynamic analysis by the vascular
29 physician of the venous vasculature lower limbs is needed. Compliance with this latter
30 element will highlight asymmetry of venous flow to the proximal lower limb. A report of the
31 French Society for Vascular Medicine (Auvert et al. 2014) recommends an exploration of the
32 iliac cave veins with analysis of respiratory modulation and examination of venous blood

1 volume flow. Laroche (2016) recalled the importance of this comprehensive review of the
2 venous system at the 50th congress of the French college of vascular disease (Laroche 2016).

3 4 **PRACTICAL IMPLICATIONS**



- 5 • The May Thurner Syndrome is not well known, which can cause a long delay between
6 the onset of symptoms and treatment.
- 7
- 8 • The diagnostic criteria, before a calf venous claudication, should be structured in order
9 to reach the diagnosis of May Thurner Syndrome. This diagnosis is based on a set of
10 clinical, hemodynamic and morphological criteria.
- 11
- 12 • When May Thurner Syndrome is diagnosed, stenting supported by angioplasty is
13 simple, minimally invasive, and obtains excellent results both in terms of eliminating
14 symptoms and improving quality of life for the patient.

15 **FIGURE LEGENDS**

16 Figure 1: computed tomography angiography

- 17 • 1.A. Compression of the left common iliac vein between the right common iliac artery
18 and lumbar spine.
- 19 • 1.B. Normal left common iliac vein.

20
21 Figure 2: initial venography,

- 22 • 2.A. MTS
23  "Cockett footprint »,
24  Synechias endoluminal of the left common iliac vein
- 25 • 2.B. Normal left common iliac vein.

26
27 Figure 3. Decision tree: reasoning before an exertional leg pain

28 **DECLARATIONS**

29 **Ethics approval and consent to participate**

1 Not applicable

2

3 **Consent for publication**

4 We obtained the verbal agreement of the subject involved in the clinical case before writing
5 this article.

6

7 **Availability of data and material**

8 Not applicable

9

10 **Competing interests**

11 All authors disclose any financial and personal relationships with other people or
12 organizations that could inappropriately influence their work.

13

14 **Funding**

15 Not applicable

16

17 **Authors' contributions**

18 Study conception and design: SB, FD

19 Physical examination, Vascular Echo Doppler Exploration: SB

20 Surgical procedure and contribution to acquisition of data: ED, LSDM

21 Writing of the draft manuscript: All

22 Final approval of manuscript for submission: All

23

24 **Acknowledgements**

25 The authors would like to thank the subject for this agreement. We also thank D. Clay and M.
26 Rakobowchuk for technical assistance and translation.

27 The authors thank Simon Rinckenbach (Department of Vascular Surgery, University Hospital
28 Besancon, France) for general supervision of the research group.

29

30

31

32

33

34

35

36

37

38

1 REFERENCES

- 2 Ahmed, H. K., et K. D. Hagspiel. 2001. « Intravascular Ultrasonographic Findings in May-Thurner Syndrome (Iliac Vein Compression Syndrome) ». *Journal of Ultrasound in Medicine: Official Journal of the American Institute of Ultrasound in Medicine* 20 (3): 251- 56.
- 3 Auvert, J.-F., F. Chleir, G. Coppé, C. Hamel-Desnos, L. Moraglia, O. Pichot, et SFMV. 2014. « [Quality standards for ultrasound assessment of the superficial venous system of the lower limbs. Report of the French Society for Vascular Medicine] ». *Journal Des Maladies Vasculaires* 39 (1): 26- 46.
- 4 Becker, François. 2006. *Dictionary of Vascular Medicine Terms: Venous Disease (A-O) ; Vol. 2, Venous Disease (P-Z)*. Elsevier Masson.
- 5 Bomalaski, M. D., J. L. Mills, L. R. Argueso, R. M. Fujitani, A. L. Sago, et A. E. Joseph. 1993. « Iliac Vein Compression Syndrome: An Unusual Cause of Varicocele ». *Journal of Vascular Surgery* 18 (6): 1064- 68.
- 6 Brinegar, Katelyn N., Rahul A. Sheth, Ali Khademhosseini, Jemianne Bautista, et Rahmi Oklu. 2015. « Iliac Vein Compression Syndrome: Clinical, Imaging and Pathologic Findings ». *World Journal of Radiology* 7 (11): 375- 81.
- 7 Dadon, M. 2010. « Le syndrome de Cockett ». *Journal des Maladies Vasculaires*, 9e Congrès de la Société Française de Médecine Vasculaire, 35 (5): 305- 6.
- 8 Donatella, Narese, Bracale Umberto Marcello, Vitale Gaetano, Porcellini Massimo, Midiri Massimo, et Bracale Giancarlo. 2015. « What the Young Physician Should Know About May-Thurner Syndrome ». *Translational Medicine @ UniSa* 12 (août): 19- 28.
- 9 Galanaud, J. -P. 2015. « Syndrome post-thrombotique selon les recommandations de l’American Heart Association 2014 ». *Journal des Maladies Vasculaires*, 14e Congrès de la Société Française de Médecine Vasculaire, 40 (5): 300.
- 10 Garlanger, Kristin L., Elena J. Jelsing, et Jonathan T. Finnoff. 2017. « External Iliac Artery Vasospasm in an Elite Female Runner ». *Sports Health* 9 (1): 87- 90.
- 11 Jenkins, J. Stephen, et Paul Michael. 2014. « Deep Venous Thrombosis: An Interventionalist’s Approach ». *The Ochsner Journal* 14 (4): 633- 40.
- 12 Joubert, Sonia V., et Manuel A. Duarte. 2016. « Chronic Exertional Compartment Syndrome in a Healthy Young Man ». *Journal of Chiropractic Medicine* 15 (2): 139- 44. doi:10.1016/j.jcm.2016.04.007.
- 13 Kibbe, Melina R., Michael Ujiki, A. Lee Goodwin, Mark Eskandari, James Yao, et Jon Matsumura. 2004. « Iliac Vein Compression in an Asymptomatic Patient Population ». *Journal of Vascular Surgery* 39 (5): 937- 43.
- 14 Knipp, Brian S., Eric Ferguson, David M. Williams, Narasimham J. Dasika, Wojciech Cwikiel, Peter K. Henke, et Thomas W. Wakefield. 2007. « Factors Associated with Outcome after Interventional Treatment of Symptomatic Iliac Vein Compression Syndrome ». *Journal of Vascular Surgery* 46 (4): 743- 49.
- 15 Labropoulos, Nicos, Marc Borge, Kenneth Pierce, et Peter J. Pappas. 2007. « Criteria for Defining Significant Central Vein Stenosis with Duplex Ultrasound ». *Journal of Vascular Surgery* 46 (1): 101- 7.
- 16 Laroche, J. -P. 2016. « L’art de l’écho-Doppler veineux en 2016 ». *Journal des Maladies Vasculaires*, 50e congrès de Collège Français de Pathologie Vasculaire, 41 (2): 118- 19.
- 17 Laroche, J. -P., J. -F. Becker, M. Dadon, D. Brisot, M. Coupé, A. Khau Van Kien, G. Böge, et al. 2011. « Le syndrome de Cockett : mythe ou réalité ? » *Journal des Maladies Vasculaires* 36 (2): 74- 75.
- 18 Laroche, Jean-Pierre. 2012. « Les veines respirent ! » *Sang Thrombose Vaisseaux* 24 (3): 143- 45.
- 19 Le Roux P., et Planchon B. 1994. « Recherche de la position optimale de drainage veineux des membres inférieurs par pléthysmographie occlusive ». *Annales de Kinésithérapie* 21 (1): 33- 36.
- 20 May, R., et J. Thurner. 1957. « The Cause of the Predominantly Sinistral Occurrence of Thrombosis of the Pelvic Veins ». *Angiology* 8 (5): 419- 27.
- 21 McDermott, Shaunagh, George Oliveira, Emel Ergül, Nicholas Brazeau, Stephan Wicky, et Rahmi Oklu. 2013. « May-Thurner Syndrome: Can It Be Diagnosed by a Single MR Venography Study? » *Diagnostic and Interventional Radiology (Ankara, Turkey)* 19 (1): 44- 48. doi:10.4261/1305-3825.DIR.5939-12.1.
- 22 Narayan, Anand, John Eng, Lemore Carmi, Siobhan McGrane, Muneeb Ahmed, A. Richey Sharrett, Michael Streiff, Josef Coresh, Neil Powe, et Kelvin Hong. 2012. « Iliac Vein Compression as Risk Factor for Left- versus Right-Sided Deep Venous Thrombosis: Case-Control Study ». *Radiology* 265 (3): 949- 57.
- 23 Raju, Seshadri, et Peter Neglén. 2009. « Percutaneous Recanalization of Total Occlusions of the Iliac Vein ». *Journal of Vascular Surgery* 50 (2): 360- 68.

1.A



1.B

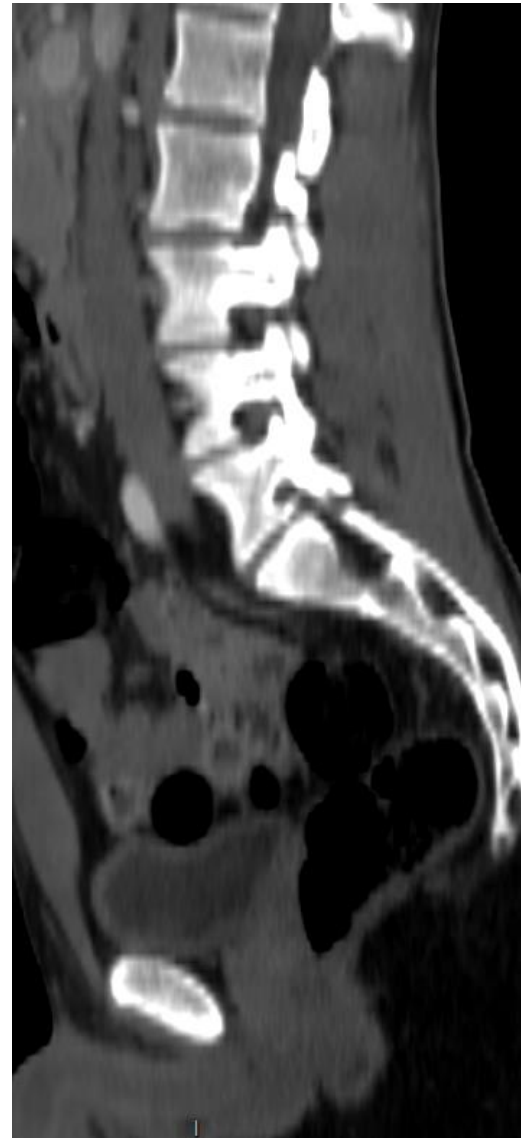
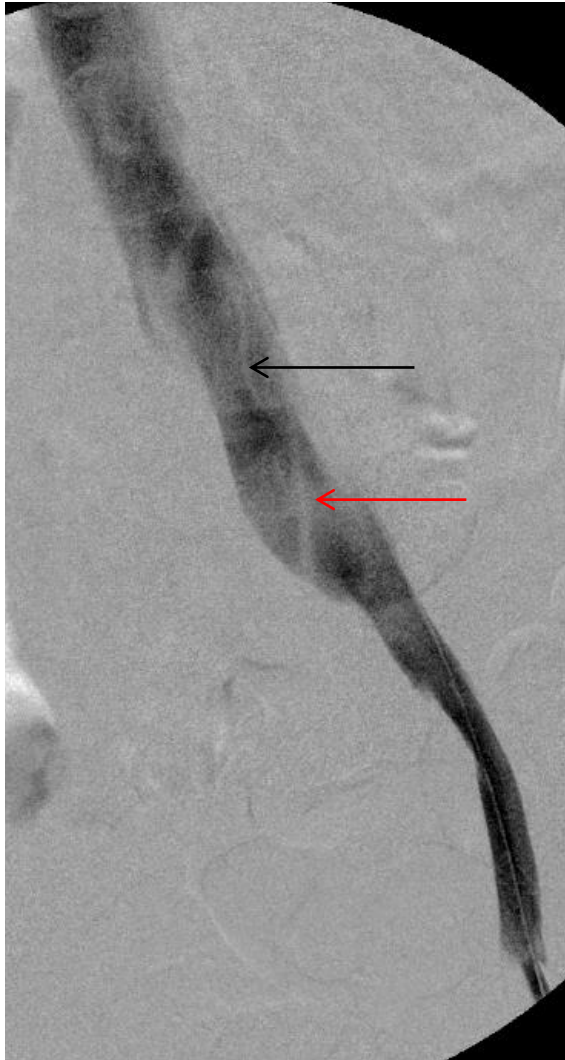


Figure 1: computed tomography angiography

- 1.A. Compression of the left common iliac vein (red arrow) between the right common iliac artery and lumbar spine.
- 1.B. Normal left common iliac vein.

2.A.



2.B.



Figure 2: initial venography

- 2.A. "Cockett footprint » (red arrow) and synechias endoluminal of the left common iliac vein (black arrow)
- 2.B. Normal left common iliac vein.

Calf pain during running

Clinical analysis

Calf deep, tensive and constrictive pain

NO

Rheumatic diseases

Stimulus: appears during exercise and disappears at rest

NO

Muscular and neurological diseases

Does not subside immediately after activity

NO

Arterial diseases

Relieved by venous drainage position

Functional exploratory

Hemodynamic criteria (Echo Doppler):

Post thrombotic syndrome:

- Presence of reflux

Compressive syndrome :

- Asymmetry of respiratory modulation
- Venous stenosis

Chronic Exertional Compartment Syndrome:

- Compartment pressure test

May Thurner Syndrome

Differential diagnosis

Morphological criteria

Angio TDM/RM – venography:

- Cockett Footprint
- Intraluminal spurs
- Venous collaterality highly developed

Figure 3. Decision tree: reasoning before an exertional leg pain



Positive effects of specific calf-pump low-frequency electrical stimulation in association with a compression garment on elite athletes performance during post exercise recovery in aerobic gymnastic

Journal:	<i>European Journal of Sports Science</i>
Manuscript ID	TEJS-2017-0862
Manuscript Type:	Original Paper
Keywords:	Recovery, Performance, Aerobic fitness, Cardiovascular/Cardiorespiratory

SCHOLARONE™
Manuscripts

Review Only

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

1 **Positive effects of specific calf-pump low-frequency electrical stimulation in association**
2 **with a compression garment on elite athletes performance during post exercise recovery**
3 **in aerobic gymnastic**
4
5

For Peer Review Only

1
2
3 **Abstract**

4 In aerobic gymnastics, athletes may perform four times their maximal performance during a
5 day of competition, with at least ten minutes of recovery between trials. The present study
6 aimed to characterize the effort required during a simulated day of competition in aerobic
7 gymnastics, and to investigate the effects on performance of specific calf-pump low
8 frequency electro stimulation (LFES) and of a compression garment (CG) applied on the calf
9 assessed during recovery between aerobic gymnastic routines. Six elite athletes were
10 randomly assigned to LFES (VeinoplusSport[®], AdRem Technology, Paris, France) + CG
11 (Full Leg, Compressport, Geneva, Switzerland) group (LFES+CG group), and six were
12 assigned to a passive recovery group (PR group), according to sex, level of practice and age.
13 Performance was assessed with scoring performances (SP) evaluated by an international
14 judge and counter-movement jumps (CMJ); lower limb venous (VF) and arterial flow (AF),
15 blood lactate concentration (BL) and heart rate (HR) were also measured. Magnitude-based
16 inferences were used for the statistical analysis of the data. Results revealed that the
17 combination of leg compression and electro stimulation yields a lesser decline in performance
18 (*likely effect* for SP and CMJ) than simple passive recovery alone. In parallel, an increase
19 lower limb blood flow was found in the LFES+CG group (*likely effect* for VF and AF).
20 Venous return improvement was associated with a decrease in BL (*likely effect*) and in HR
21 (*very likely effect*) in the LFES+CG group.

22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46 **Key words**

47 Recovery, low-frequency electrical stimulation, compression garment, aerobic gymnastic,
48 elite athletes.

49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

1 Introduction

2 In aerobic gymnastics, routines are composed of sequences of 90 sec with movements
3 at high intensity performed to fast music. During a day of competition, athletes may perform
4 two qualifying rounds in the morning and two finals in the afternoon separated by 1 to 3 hours
5 between the morning and afternoon. Athletes have at least ten minutes of recovery between
6 the two qualifications or the two finals. Unlike other gymnastic disciplines, such as artistic
7 gymnastics (Goswami and Gupta, 1998), rhythmic gymnastics (Portier et al., 2006) or
8 trampoline (Jensen et al., 2013), there is no data in the literature describing the intensity
9 represented by a day of competition in aerobic gymnastics. Previous measurements with the
10 French Aerobic team athletes showed that heart rate (HR) was nearly maximal for the 90
11 seconds of each routine and that blood lactate levels approached the values obtained after
12 rhythmic gymnastics (unpublished data). Based on other disciplines of gymnastics and on our
13 own unpublished data, we assume that the repetition of gymnastic movements with short rest
14 periods will induce declining performance and increases in perceived exertion (Jensen et al.,
15 2013). Fatigue is a multi-factorial phenomenon that leads to muscular capability alterations,
16 and reduces central nervous system signal transduction to muscles (Allen et al., 2008). High
17 intensity bouts are associated with excess metabolite accumulation (Krustrup et al., 2006)
18 which alters force production (Allen et al., 2008).

19 A recent study showed that increases in lower limb blood-flow during recovery period were
20 associated with improvements in subsequent performance (Borne et al., 2016). Between
21 routines, governing bodies in gymnastics do not forbid the use of recovery devices. However,
22 throughout the whole competition, gymnasts must remain in the gymnasium near the floor. In
23 this context, many recovery methods are not feasible, e.g. active recovery, immersion, or
24 massages. In this context, calf low frequency electro stimulation (LFES) and compression
25 garments (CG) appear more suitable.

1 During recovery, the calf muscles are the perfect action area. Firstly, calf muscles are heavily
2 activated during aerobic gymnastics (running, jumping), and therefore, local intervention is of
3 potential interest. Secondly, calf muscles are considered at the hemodynamic level as a sort of
4 "peripheral heart" (Recek, 2006), and stimulation of this muscle yields better lower limb
5 venous output (Griffin et al., 2010). LFES induces short duration muscle contractions that
6 may evoke a muscle pump effect and enhance muscle blood flow (Babault et al., 2011). Using
7 calf LFES during recovery period was associated with improvements in subsequent
8 performance (Bieuzen et al., 2014; Borne et al., 2016; Lattier et al., 2004). In addition,
9 wearing CG appears to be effective in achieving a reduction in venous diameter and
10 improving venous return (Liu et al., 2008). Wearing lower limb CG during recovery yields a
11 faster recovery of muscle function after exercise (Marqués-Jiménez et al., 2016), a decrease in
12 delayed onset muscle soreness (Brown et al., 2017), and better clearance of waste products of
13 metabolism and muscle catabolism (Beliard et al., 2015).

14 These two methods are thus potentially useful in post-exercise recovery (Erten et al., 2016).
15 Their combination yields a synergistic effect on lower limb blood flow, as previously
16 demonstrated in vascular medicine (Clarke Moloney et al., 2006; Lyons et al., 2002) and in
17 recovery (Monedero and Donne, 2000). Indeed, the positive effect of compression on venous
18 hemodynamics is increased when the "skeletal muscle pump" is mobilized with a
19 compression device (Ibegbuna et al., 2003).

20 The physiological pattern represented by a day of competition in aerobic gymnastic has never
21 been published in a scientific article. Furthermore, no studies to date have tested the short
22 term effects of calf LFES+CG on performance recovery and blood flow.

23 Therefore, the present study aimed to investigate the effects on performance of specific calf-
24 pump LFES associated with CG, as assessed during recovery between gymnastic aerobic
25 routines. We tested the following hypotheses: (i) repetition of gymnastic routines would

1
2
3 1 induce fatigue and decrease performance; and (ii) recovery using LFES and CG would limit
4
5 2 the decrease in performance throughout a day of competition as compared with passive
6
7 3 recovery.
8
9 4

5 **Methods**

6 **Participants**

7 Twelve elite athletes (8 women and 4 men) participated in this study (Table 1). All athletes
8 were members of the French national aerobic gymnastics squad at the time of this study. All
9 of them have participated in international-level competition, they practiced aerobics for at
10 least 6 years, and trained between 20 and 30 hours per week depending on the calendar of
11 international and national events.

12 Participants were requested to refrain from performing any vigorous exercise and from
13 drinking caffeine or alcohol during the 24 h before the measurement session.

14 All participants and their parents received verbal and written information about the test
15 procedures and written consent was provided. All participants were healthy with no history of
16 cardiovascular disease. The participants were accustomed to the LFES and CG before the
17 study. Data collection occurred after an international competitive period in which all
18 participants were accustomed to training up to six times per week and one to two sessions per
19 day.

20 This study was conducted in accordance with the Declaration of Helsinki and approved by the
21 local Ethics Committee and the Federal Medical Committee of the French Gymnastics
22 Federation.

23 **Experimental design**

24 This investigation was an experimental, randomized study that aimed to analyze the
25 cumulative effect of two recovery methods on performance and on physiological markers
26 recorded during a 10-min recovery phase after 4 aerobic gymnastic routines. An overview of

1 the experimental protocol is presented in Figure 1. Participants were randomly assigned to
2 one of two groups, namely LFES+CG (LFES+CG group) or Passive Recovery (PR group),
3 taking into account sex, level of practice and age. Each participant tested only one recovery
4 method (LFES+CG or PR), then the two matched samples were compared.

5 After a standardised warm-up, participants performed a simulated competition comprising
6 four routines of 90 seconds (two in the morning R1 and R2 and two in the afternoon R3 and
7 R4) separated by 10 minutes of recovery between R1 and R2, and between R3 and R4, and by
8 3 hours between R2 and R3. Before R1 and after all routines (Post R1, R2, R3, R4),
9 performance was measured with 5 counter-movement jumps (CMJ). From warm-up to the last
10 performance assessment, we measured HR continuously using heart rate monitors.

11 *Routines*

12 Participants presented a solo routine that they were familiar with, and that they had previously
13 performed in competition. The same routine with the same degree of difficulty was repeated
14 four times during the day (R1, R2, R3, R4).

15 **Performance assessment**

16 *Scoring performance (SP)*

17 Each routine was evaluated by an international judge, according to the rules of the
18 International Federation of Gymnastics. The Code of Points provides the means of
19 guaranteeing the most objective evaluation of routines in Aerobic Gymnastics at international
20 level. Artistic merit, Execution, and Difficulty were considered by the judge according to the
21 code of points. In order to assess the reproducibility of the judgment, the routines of each
22 participant were filmed and the judge performed the assessment four times for the same
23 routine at four weeks interval. We found a relative standard deviation $< 1.0\%$ ($0.5 \pm 0.4\%$).
24 Finally, for this study, routines were judged in random order, i.e. during the evaluation of a
25 routine, the judge did not know whether the routine corresponded to R1, R2, R3 or R4.

1
2
3 1 Furthermore, the recovery allocation was blinded, i.e. the judge did not know whether the
4
5 2 athlete belonged to the LFES+CG group or the PR group. For each routine, the average score
6
7 3 of four evaluations was recorded one week apart.

4 *Counter movement jump (CMJ)*

5 After a 10 min recovery period following each routine (LFES+CG group or PR group),
6 maximal jump height was measured during 5 counter movement jumps with the
7 optoelectronic system, Optojump Next (Microgate, Bolsano, Italy) measuring flight time and
8 calculating the jump height as follows: $1/8.g.t_f^2$ (Bosco et al., 1983) and validated by
9 Glatthorn (Glatthorn et al., 2011) where g = acceleration of gravity (9.81 m/s^2) and t_f = flight
10 time (s). During jumps, we asked participants to keep their hands on their hips to prevent arm
11 movements that could influence vertical-jump performance, and landing without knee flexion.

12 *Perceived exertion rating*

13 We asked participants to rate perceived exertion (RPE) at the end of each routine using the
14 Borg CR10 Scale (Borg, 1998). All participants were familiarized with the scale before the
15 study in order to obtain the most reliable information possible.

16 **Recovery interventions**

17 There was a 10 minute rest period after each routine. Participants settled down on benches in
18 a semi-inclined position with their feet on the ground (Figure 2). Participants in the
19 LFES+CG group used a commercially available specific calf-pump LFES (Veinoplus Sport[®],
20 Ad Rem Technology, Paris, France) and the Full Leg Compressport[®] compression garment
21 (Compressport, Geneva, Switzerland). For LFES, the stimulation was applied via two self-
22 adhesive Veinopack 8 x 13 cm surface electrodes (Ad Rem Technology, Paris, France). The
23 electrodes were placed on the medial and lateral part of the calf, with two electrodes for each
24 leg. The stimulation pattern delivered by specific calf-pump LFES consisted of series of
25 rectangular pulses of low energy ($<25\mu\text{C}$), low voltage (50 V peak), with a carrier frequency

1 of 250 Hz and impulse duration modulated from 25 μ s to 250 μ s. As recommended by Bieuzen,
2 et al. (Bieuzen et al., 2014), a minimal threshold was fixed by the investigators corresponding
3 to a visible contraction of the calf muscles with a comfortable sensation (no pain). For CG,
4 the participants wore full leg compression stockings from the ankle to the groin (Full Leg,
5 Compressport, Geneva, Switzerland). According to the size chart provided by the
6 manufacturer, the pressure applied by the CG is estimated to be 15, 27 and 14 mm Hg
7 respectively at the level of the ankle, the medial gastrocnemius and the vastus lateralis. We
8 measured the pressure applied by the compression garments (Partsch et al., 2006) with a
9 pneumatic system (Picopress, Microlabitalia, Padoa, Italy). The pressure transducer consists
10 of a flat plastic pressure probe (5.0 cm diameter), which is filled with 2.0 mL of air for
11 pressure measurement. Fluctuations of pressure on this probe are transformed into electronic
12 signals that can be recorded continuously. The measurements were performed in 12 subjects
13 with morphology very similar to that of the study participants. The compression garment
14 applied an average pressure of 19.0 \pm 2.1, 24.2 \pm 1.2 and 16.5 \pm 1.8 mmHg respectively at the
15 level of the ankle, the medial gastrocnemius and the vastus lateralis. On each leg, the CG was
16 threaded over the electrode on the calf. Immediately after the end of each routine, the
17 participant was placed on a bench next to the floor. Two people applied the LFES electrodes
18 and then put the CG on the participant's calves. At the end of the recovery period, the same
19 two persons removed the recovery devices. Over the 10 minutes of recovery, participants in
20 the LFES+CG group benefited from the effects of the compression devices for 8-9 minutes
21 depending on the speed of installation.

22 In the Passive Recovery condition, the position was the same, and the instructions given to the
23 subject were to remain at rest.

24 **Physiological measurements**

1 Before R1 and after each recovery intervention, physiological measurements were performed
2 in order to understand the potential mechanisms induced by the recovery strategy.

3 *Blood flow*

4 Lower limb venous (VF) and arterial blood flow (AF) were measured at rest and 10 min after
5 each routine during the recovery period. All Doppler ultrasound measurements were
6 performed with a high-resolution ultrasound machine (EsaoteMyLab™Alpha, Biomedica,
7 Genoa, Italy). A vascular practitioner trained in arterial and venous ultrasound assessment
8 performed all the ultrasound measurements. The recommendations of the French Vascular
9 Medicine Society were followed to assess blood flow (Becker et al., 2011). The circulating
10 vascular section was calculated on a cross section from the measurement of the luminal
11 diameter, at the same place as the velocity. Blood flow calculation was automated on the
12 ultrasound device. Lower limb arterial and venous flow were measured respectively on the
13 common femoral artery (CFA) and on common femoral vein (CFV) in order to evaluate the
14 overall inflow and outflow rate of the lower limb. To ensure that the measurements were
15 performed at exactly the same place, we standardized the measures at 3-4 cm upstream of the
16 bifurcation (deep femoral artery, superficial femoral artery) for CFA, in an area where the
17 walls of the artery were parallel, and just downstream (direction of the blood flow) of the
18 sapheno-femoral junction for CFV. All data were calculated as the average of three
19 consecutive measurements.

20 *Blood lactate concentration (BL)*

21 0.3 µl blood samples were collected from the athlete's index finger with micro incision and
22 directly introduced into a Lactate Pro 2 device (Arkray, Kyoto, Japan) at rest and 1 min, 3 min
23 and 10 min after each routine (during the recovery period).

24 *Heart rate*

1 During the entire protocol, participants were equipped with a heart rate monitor (Polar M400[®],
2 Polar, Kempele, Finland) to continuously record HR (acquisition frequency every 10 seconds).

3 *Feeling scale recovery (FS)*

4 We asked participants their feeling at the end of each recovery period using a scale developed
5 by Tessitore and colleagues (Tessitore et al., 2008). The question was: “*how did you like this*
6 *recovery intervention?*” evaluated on a 10-point Likert scale (arbitrary unit), ranging from
7 “*not at all*” (0 point) to “*very, very much*” (10 points).

8 **Statistical analyses**

9 This study evaluates the change in performance level during a day of competition. We aimed
10 to highlight the effect size of a recovery method that uses LFES and CG. The performance
11 data were analyzed using the magnitude based inference approach recommended for studies
12 in sports medicine and exercise sciences (Hopkins et al., 2009). We chose a qualitative test
13 (Hopkins method), which would be less dependent on the distribution of the data and would
14 therefore better highlight the effects of the recovery device. Traditional statistical approaches
15 often do not indicate the magnitude of an effect, which is typically more relevant to athletic
16 performance than any statistically significant effect. Moreover, qualitative tests were better
17 suited because of the small sample size inherent to the training level of our population
18 (French national aerobic gymnastics team). Performance and physiological data were log-
19 transformed for analysis to reduce bias arising from non-uniformity error. All qualitative
20 analyses were conducted using a modified statistical spread sheet (Hopkins et al., 2009).
21 Between-trial standardized differences or effect sizes (ES, 90% confidence interval) in SP,
22 CMJ, AF, VF, BL, HR, FS and were calculated using the pooled standard deviation (Cohen,
23 1988). Threshold values for Cohen ES statistics were > 0.2 (small), > 0.5 (moderate), and >
24 1.2 (large). Standardized effects of between - 0.2 and 0.2 were termed trivial. For between-
25 trial comparisons, probabilities were calculated to establish whether the true (unknown)

1 differences were lower, similar or higher than the smallest worthwhile difference or change
2 (0.2 multiplied by the pooled between-subject standard deviation, based on Cohen's ES
3 principle) (Cohen, 1988). The threshold for assigning the qualitative terms to chances of
4 substantial effects were <1%, *almost certainly not*; 1%– 5%, *very unlikely*; 5%–25%, *unlikely*;
5 25%–75%, *possible*; 75%–95%, *likely*; 95%–99%, *very likely*; >99%, *almost certain*. The
6 effect was deemed unclear if its confidence interval overlapped the thresholds for small
7 positive and negative effects (5%). Data were reported as qualitative and percentage chances,
8 mean change effect size (ES) and confidence interval.

9 **Results**

10 **Effort involved in aerobic gymnastics**

11 In order not to take into account the effects of the recovery method, we analyzed only PR
12 group data (HR, BL, RPE, SP and CMJ) in this part of the analysis.

13 *Heart rate (HR)*

14 Maximum theoretical HR was 202.0 bpm for the PR group. Mean HR peak during each
15 routine in the PR group was 190.7 ± 3.7 bpm, representing $94.4 \pm 2.7\%$ of the maximum
16 theoretical HR. Average HR in the PR group during each routine was 187.1 ± 1.1 bpm
17 ($92.6 \pm 0.5\%$ of the maximum theoretical HR).

18 *Blood lactates (BL)*

19 Average blood lactate one minute after the end of each routine in the PR group was 10.6 ± 2.1
20 mmol/l.

21 *Rating of perceived exertion (RPE)*

22 RPE analysis throughout the day showed that the first routines were felt to be difficult
23 (6.0 ± 1.5 for R1, 6.9 ± 1.4 for R2 and 6.4 ± 1.7 for R3) while the last was reported to be very
24 difficult (7.1 ± 1.6 for R4).

25 *Scoring performances (SP)*

1 We analyzed the change in SP between the average of the four routines (xR) and the fourth
2 routine (R4) in the PR group (Table 2). Descriptive analysis shows that in the PR group, there
3 was a decrease of $-3.3\pm 4.9\%$ (-0.7 ± 1.0 points average) in SP between xR and R4 (xR:
4 21.0 ± 1.3 ; R4: 20.3 ± 1.2).

5 *Countermovement jump height (CMJ)*

6 We compared the delta between the resting value and the values measured after routines R1,
7 R2, R3, and R4 (Figure 3). In the PR group, results after each routine showed a sharp
8 reduction in jump height compared to resting values (-6.9% after R1, -8.4% after R2, -3.8%
9 after R3 and -3.9% after R4).

10 **Recovery effects on performance parameters**

11 *Scoring performances (SP)*

12 We analyzed the change in SP between the average of the four routines (xR) and the fourth
13 routine (R4) in both groups (Table 2). Descriptive analysis shows that in the LFES+CG group
14 there is an increase of $2.6\pm 3\%$ ($+0.5\pm 0.7$ points on average) between xR and R4 (xR:
15 20.5 ± 2.3 , R4: 21.0 ± 2.3), whereas in PR group, there is a decrease of $-3.3\pm 4.9\%$ (-0.7 ± 1.0
16 points average) in SP between xR and R4 (xR: 21.0 ± 1.3 ; R4: 20.3 ± 1.2). Statistical analysis
17 supports a *likely* effect [92/7/1%, ES=-0.56 (-1.0, 0.1)].

18 *Countermovement jump height (CMJ)*

19 For each group (LFES+CG and PR), we compared the delta between resting values and the
20 values measured at the end of each recovery period (Post R1, R2, R3, R4) (Figure 3). After
21 recovery period Post R1 and Post R4, the PR group showed a sharp CMJ reduction compared
22 to rest (-6.9% Post R1 and -3.9% Post R4), whereas in LFES+CG group, the decrease was
23 less pronounced (-1.5% Post R1 and no variation Post R4). The qualitative analysis suggested
24 that these differences are *likely* due to the recovery methods Post R1 [87/18/1%, ES=-0.4 (-
25 0.7 ; -0.0)], and *possibly* due to the recovery methods Post R4 [67/28/5%, ES=-0.3 (-0.9 ; 0.2)].

1 **Effects of recovery methods on physiological parameters**

2 *Lower limb venous (VF) and arterial flow (AF)*

3 VF (Figure 4.A) increased after each routine compared with resting values in the two groups
4 (+178.8% after R1 for the LFES+CG versus +106.8% for the PR group; +226.2% after R2 for
5 LFES+CG versus +155.8% for the PR group; +172.9% after R3 for LFES+CG versus
6 +130.6% for the PR group; +152.3% after R4 for LFES+CG versus +157.5% for the PR
7 group). This increase was *likely* higher in LFES+CG group compared with the PR group after
8 R1 [90/5/5; ES=-0.7 (-1.6, 0.2)]. AF (Figure 4.B) increased after each routine compared with
9 resting values in the two groups (+54.8% after R1 for LFES+CG versus +42.7% for the PR
10 group; +67.1% after R2 for LFES+CG versus +57.8% for the PR group; +82.3% after R3 for
11 LFES+CG versus +58.2% for the PR group; +59.0% after R4 for LFES+CG versus +46.9%
12 for the PR group). This increase was *likely* higher in LFES+CG group compared with the PR
13 group after R3 [83/11/5%; ES=-0.5 (-1.2; 0.3)].

14 *Blood lactates (BL)*

15 We used the area under the curve (AUC), which represents the variation in blood lactate
16 concentration from baseline to the end of the morning session (warm up, R1, post R1, R2,
17 post R2) and to the end of the afternoon session (warm up, R3, post R3, R4, post R4). The
18 trapezoidal rule was used to determine the net incremental AUC. Blood lactate concentration
19 was lower during the morning session and during the afternoon session in the LFES+CG
20 group compared to the PR group (Figure 5). Statistical analysis showed a *likely* effect of the
21 recovery method for both the morning session [87/9/4%; ES=0.8 (-0.1, 1.8)], and the
22 afternoon session [87/8/4%; ES=0.8 (-0.2, 1.8)].

23 *Heart rate (HR)*

24 HR analysis was carried out from the maximum HR peaks during each routine (average of the
25 HR measured during the last 30 seconds of the routine) and the change after 10 minutes of

1 recovery (average HR measured during the last 30 seconds of the recovery period) (Figure 6).
2 Mean HR peak in the LFES+CG group was 188.9 ± 7 bpm, vs 190.6 ± 5.7 bpm in the PR group.
3 Mean HR value 10 min after the peak was 97.8 ± 8.9 bpm in the LFES+CG group, vs
4 113.6 ± 7.8 bpm in the PR group. This represents an average HR decrease of $-48.3 \pm 5.4\%$ in 10
5 min in the LFES+CG group, vs $-40.5 \pm 2.7\%$ in the PR group. This difference is *very likely* due
6 to an effect of the recovery method [96/1/3%; ES=3.5 (0.4, 6.6)].

7 *Feeling scale recovery (FS)*

8 After each recovery period, the rating assigned to the recovery method was higher in the
9 LFES+CG group compared to the PR group (Figure 7). Statistical analysis shows a *likely*
10 effect after R1 [80/18/2%; ES=-2.2 (-4.6, 0.2)], R2 [80/19/1%; ES=-2.0 (-4.1, 0.1)], and R3
11 [82/18/1%; ES=-1.8 (-3.4, -0.2)] and a *possible* effect after R4 [75/24/1%; ES=-1.7 (-3.5,
12 1.0)].

14 **Discussion**

15 *Main results*

16 We report for the first time that aerobic gymnastic is characterize with a high physiological
17 demand and a decrease in performance. However, we underline that these decline in
18 performance during a day of simulated competition is counteracted by the combination of
19 LFES and CG.

20 This study is the first to characterize the effort exerted during a routine in aerobic gymnastics
21 and the impact of repeating this effort over a full day of competition. Descriptive analysis of
22 the five parameters (HR, BL, RPE, SP and CMJ) enables characterization of the effort exerted
23 during a day of simulated aerobic gymnastics competition, and the impact on performance.

24 Aerobic gymnastic routines are performed at a high intensity, close to the theoretical maximal
25 HR. Our results show that aerobic gymnastics is a predominantly lactic anaerobic activity
26 with blood lactate levels (average blood lactate one minute after the end of each routine =

1
2
3 1 10.6 ± 2.1 mmol/l). Even for highly trained athletes in this discipline (the French national
4
5 2 team), the perceived exertion rating was “difficult” to “very difficult” at the end of the day.
6
7 3 These findings are in agreement with previous results published in a technical journal (Baud
8
9 4 D. et al., 2010) reporting blood lactate levels above 10 mmol/l after routines, an average HR
10
11 5 greater than 185 bpm during the routine and a difficult or even very difficult RPE at the end
12
13 6 of the day. Moreover, the repetition of four high-intensity routines on a day of simulated
14
15 7 competition leads to altered performance during the day, with decreased SP at R4 and
16
17 8 decreased CMJ height after R4.
18
19 9 Secondly, this study is the first to assess the synergistic effects of calf-pump LFES and CG in
20
21 10 the context of standardized gymnastics competition simulation. The aim was to determine
22
23 11 whether the use of LFES+CG could improve recovery between routines in a day of gymnastic
24
25 12 aerobics competition compared with passive recovery. The combination of leg compression
26
27 13 and electro stimulation yields a lesser decline in performance than passive recovery. The main
28
29 14 results indicate better restoration of performance (SP) in the LFES+CG group with better
30
31 15 recovery perception. The explosive quality of the jumps appears to be less impaired (post R1,
32
33 16 Post R4) when the athlete uses a recovery associating LFES+CG. Gymnastic performance is
34
35 17 related to several factors that are physical, technical and/or psychological. An improvement in
36
37 18 the athlete's explosive capabilities (*possibly* and *likely* effect on maximal jump height) can
38
39 19 lead to an improvement in overall performance. In our study, scoring performance declined
40
41 20 between R1 and R4 in the PR group, whereas it increased in the LFES+CG group. This
42
43 21 difference shows a statistically *likely* effect. Moreover, in elite athletes, a very small variation
44
45 22 in the scoring performance can have substantial consequences on the ranking in a competition.
46
47 23 For example, in the 2015 World Cup aerobic gymnastics tournament in Tokyo, the scores of
48
49 24 the top four women were: 20.700; 20.638; 20.550 and 20.300. In this case, a difference of less
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

1 than 0.2 points resulted in a gold medal, rather than a bronze medal, and a difference of less
2 than 0.4 points resulted in a place on the podium.

3 Some studies have evaluated the effect of calf LFES (Malone et al., 2014) or CG (Beliard et
4 al., 2015) on post-exercise recovery. The results seem to show a lesser impairment of the
5 subsequent performance (Bieuzen et al., 2014; Ménétrier et al., 2013; Ravier et al., 2016). A
6 recent study showed the effectiveness of LFES and CG on force generation capacity at
7 recovery (Erten et al., 2016). Recovery method combining calf LEFS supplemented by the
8 application of lower limb CG was tested once in athletes (Beaven et al., 2013). Sixteen
9 professional rugby players were separated into two groups as part of the pre-season physical
10 preparation. One group had lower limb CG (unreported pressure) during the recovery phase
11 between training sessions; while the other group benefited from the combined calf LEFS and
12 CG. Feeling of fatigue during the pre-season phase was lower in the group that used the
13 combined LEFS and CG (use of questionnaires relating to "energy score" and "score of
14 enthusiasm"). In addition, there was a decrease in blood concentrations of creatine kinase,
15 albeit without statistical significance. No vascular analysis was performed in this study, which
16 limits the understanding and interpretation of the results.

17 To explain the improvement in performance using the combination of LFES and CG, the
18 main hypothesis is the overall improvement in blood flow (Borne et al., 2016). In our study,
19 VF and AF increased at the end of each recovery period compared with the resting values in
20 both groups; this increase is related to post exercise hyperemia. However, the increase was
21 greater in the LFES+CG group (*likely* after R1 for VF and *likely* after R3 for AF). These
22 results are consistent with the literature, which highlight an increase in lower limb venous
23 outflow (Griffin et al., 2010; Ibegbuna et al., 2003) and arterial inflow (Abraham et al., 2013;
24 Ménétrier et al., 2015) with calf LEFS and CG, and an acceleration of venous blood flow
25 velocity with the association of calf LEFS and CG (Lyons et al., 2002). When a systemic

1 effect is sought, LFES and CG must be applied on the calf in order to activate the “skeletal
2 muscle pump” (Borne et al., 2016; Macrae et al., 2011), which is the main mechanism of
3 venous return (Griffin et al., 2010). In the literature, few studies reportedly applied LEFS on
4 the calf (Bieuzen et al., 2014; Borne et al., 2016; Erten et al., 2016; Lattier et al., 2004). In
5 these studies LFES improved short-term recovery between 2 bouts of exhausting exercises.
6 We hypothesize that increase in lower limb venous outflow is at the origin of the increase in
7 lower limb arterial inflow. Indeed, the improvement of venous drainage could be the cause of
8 a decrease in the pressure in the venous area and therefore an increase in the arterio-venous
9 pressure gradient (Valic et al., 2005). Thus, by an "aspiration" effect, the arterial flow could
10 be increased (Laughlin and Schrage, 1999). Maintaining high muscular flow during recovery
11 can both increase oxygen (Boucourt et al., 2015) and glucose delivery and uptake to the
12 muscles (Borne et al., 2016), thus restoring muscle working capacity (Grunovas et al., 2007),
13 and allow clearance of accumulated lactic acid and other metabolic by-products that would
14 otherwise adversely affect muscle function (Allen et al., 2008). Thus, improved muscular
15 blood drainage (local effect) combined with improvements in venous return (systemic effect)
16 enable better clearance of lactates. The LFES+CG group had lower blood lactate levels than
17 the PR group in the morning and afternoon sessions. We can thus hypothesize that systemic
18 lactate clearance is improved because of better muscular blood drainage. This result is in
19 agreement with the study by Borne et al. (Borne et al., 2015), where the use of LFES during
20 the post-exercise recovery period was associated with improved “Yo-Yo test” performance,
21 with a faster return of lactates to their initial value. High blood lactate levels have been shown
22 to be a performance-limiting factor in trampoline competitions (Jensen et al., 2013), so the
23 combined action of LEFS and CG could decrease blood lactate levels at the beginning of the
24 next routine and improve performance. "Calf venous pump" activation (Griffin et al., 2010)
25 linked to the synergistic action of LFES and CG mobilizes a greater venous blood volume and

1 facilitates venous return (Lyons et al., 2002). Improving venous return in turn facilitates
2 cardiac preload, leading to an increase in stroke volume and a decrease in HR (Park et al.,
3 1999) for the same cardiac output (Frank-Starling law). In our study, mean HR values 10 min
4 after the peak were *very likely* lower in the LFES+CG group. This result could be a reflection
5 of the systemic effect of recovery methods when applied to the calf.

6 7 **Study limitations**

8 The small sample size in this study is a limitation for the power of the results. However, the
9 interest lies in testing a new recovery method in elite gymnasts (French national aerobic
10 gymnastics team). Second, the placebo effect refers to a favourable outcome that arises purely
11 from a person's belief that they have received a beneficial treatment (McCormick et al., 2015).
12 The placebo effect influences both sporting performance (Beedie and Foad, 2009) and
13 performance recovery (Broatch et al., 2014). In our study, we did not incorporate a placebo
14 condition, since it is difficult to create a sham stimulator and/or sham CG. However, the study
15 by Borne (Borne et al., 2016) was performed with a placebo and showed nevertheless a
16 positive effect of LFES. Finally, in this study, calf LFES+CG is only compared with passive
17 recovery. It would be interesting to compare calf LFES+CG with other recovery methods that
18 can be used in competition, such as LFES alone, CG alone, and active recovery. During a
19 gymnastic aerobic routine, athletes also solicit the upper limb muscles (pumps, artistic
20 movements). It would be interesting to compare calf LFES+CG with recovery methods
21 dedicated to the upper limbs (LFES, CG).

22 23 **Conclusion**

24 This study is the first to characterize the effort exerted during a simulated day of competition
25 in aerobic gymnastics. The results show that aerobic gymnastics is an intense activity with
26 predominantly lactic anaerobic activity. Moreover, the repetition of several routines (as is the

1 case during a day of competition with two qualifying rounds in the morning and two finals in
2 the afternoon) results in an increase in perceived exertion and a decrease in performance
3 (scoring performances and jump height). In this context, the issue of recovery under
4 competitive conditions must be considered if the highest level of performance is sought. The
5 combination of leg compression and electrostimulation yields a lesser decline in performance
6 than passive recovery. This phenomenon can be explained by the synergistic effects of LFES
7 and CG on the "peripheral venous heart", which leads to an increase in lower limb vascular
8 inflow and outflow, improved blood lactate clearance and an improvement in cardiac preload.

9

10 **Key points**

- 11 • Aerobic gymnastics is an intense activity with predominantly lactic anaerobic activity.
- 12 • In international competition, the performance level of athletes is very similar and
13 decrease along the day. The ability to recover between the routines on a day of
14 competition is therefore decisive.
- 15 • This study was designed to mimic real competition conditions as closely as possible.
16 Our investigation highlights the benefits of calf low frequency electro stimulation in
17 association with calf compression garment on scoring performance and jumping
18 capabilities.
- 19 • In order to use this recovery method during competition, we recommend familiarity
20 with this process (paste electrode on the calf and then put on compression garment
21 with the help of another person) to avoid losing time, and to facilitate recovery whilst
22 also mentally preparing for the next routine.

23

References

- Abraham, P., Mateus, V., Bieuzen, F., Ouedraogo, N., Cisse, F., Leftheriotis, G., 2013. Calf muscle stimulation with the Veinoplus device results in a significant increase in lower limb inflow without generating limb ischemia or pain in patients with peripheral artery disease. *J. Vasc. Surg.* 57, 714–719. doi:10.1016/j.jvs.2012.08.117
- Allen, D.G., Lamb, G.D., Westerblad, H., 2008. Skeletal muscle fatigue: cellular mechanisms. *Physiol. Rev.* 88, 287–332. doi:10.1152/physrev.00015.2007
- Babault, N., Cometti, C., Maffiuletti, N.A., Deley, G., 2011. Does electrical stimulation enhance post-exercise performance recovery? *Eur. J. Appl. Physiol.* 111, 2501–2507. doi:10.1007/s00421-011-2117-7
- Baud D., Ménétrier A., Cassirame J., Imbert J., Grandjean V., Devillaine G., Tordi N., 2010. La récupération en Gymnastique Aérobic. *GYM³Technic* 27–32.
- Beaven, C.M., Cook, C., Gray, D., Downes, P., Murphy, I., Drawer, S., Ingram, J.R., Kilduff, L.P., Gill, N., 2013. Electrostimulation's enhancement of recovery during a rugby pre-season. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* 8, 92–98.
- Becker, F., Luizy, F., Baud, J.-M., Pichot, O., 2011. Standards de qualité pour la pratique des examens Doppler et écho-Doppler artériel des membres inférieurs en médecine vasculaire. Rapport de la Société française de médecine vasculaire (SFMV). *J. Mal. Vasc.* 36, 364–385. doi:10.1016/j.jmv.2011.10.002
- Beedie, C.J., Foad, A.J., 2009. The placebo effect in sports performance: a brief review. *Sports Med. Auckl. NZ* 39, 313–329.
- Beliard, S., Chauveau, M., Moscatiello, T., Cros, F., Ecartot, F., Becker, F., 2015. Compression garments and exercise: no influence of pressure applied. *J. Sports Sci. Med.* 14, 75–83.
- Bieuzen, F., Borne, R., Toussaint, J.-F., Hausswirth, C., 2014. Positive effect of specific low-frequency electrical stimulation during short-term recovery on subsequent high-intensity exercise. *Appl. Physiol. Nutr. Metab. Physiol. Appliquée Nutr. Métabolisme* 39, 202–210. doi:10.1139/apnm-2013-0185
- Borg, G., 1998. Borg's perceived exertion and pain scales. *Human Kinetics*, Champaign, IL, US.
- Borne, R., Hausswirth, C., Bieuzen, F., 2016. Relationship Between Blood Flow and Performance Recovery: A Randomized, Placebo-Controlled Study. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* 1–27. doi:10.1123/ijsp.2015-0779
- Borne, R., Hausswirth, C., Costello, J.T., Bieuzen, F., 2015. Low-frequency electrical stimulation combined with a cooling vest improves recovery of elite kayakers following a simulated 1000-m race in a hot environment. *Scand. J. Med. Sci. Sports* 25 Suppl 1, 219–228. doi:10.1111/sms.12392
- Bosco, C., Luhtanen, P., Komi, P.V., 1983. A simple method for measurement of mechanical power in jumping. *Eur. J. Appl. Physiol.* 50, 273–282.
- Boucourt, B., Bouhaddi, M., Mourot, L., Tordi, N., Menetrier, A., 2015. Changes in tissue oxygen saturation with calf compression sleeve: before, during and after a cycling exercise. *J. Sports Med. Phys. Fitness* 55, 1497–1501.
- Broatch, J.R., Petersen, A., Bishop, D.J., 2014. Postexercise cold water immersion benefits are not greater than the placebo effect. *Med. Sci. Sports Exerc.* 46, 2139–2147. doi:10.1249/MSS.0000000000000348
- Brown, F., Gissane, C., Howatson, G., van Someren, K., Pedlar, C., Hill, J., 2017. Compression Garments and Recovery from Exercise: A Meta-Analysis. *Sports Med. Auckl. NZ.* doi:10.1007/s40279-017-0728-9
- Clarke Moloney, M., Lyons, G.M., Breen, P., Burke, P.E., Grace, P.A., 2006. Haemodynamic Study Examining the Response of Venous Blood Flow to Electrical Stimulation of the Gastrocnemius Muscle in Patients with

- 1
2
3 1 Chronic Venous Disease. *Eur. J. Vasc. Endovasc. Surg.* 31, 300–305. doi:10.1016/j.ejvs.2005.08.003
- 4 2 Cohen, J., 1988. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*, 2nd ed. Hillsdale, N.J.: L. Erlbaum
- 5 3 Associates.
- 6 4 Erten, Y.T., Sahinkaya, T., Dinc, E., Kilinc, B.E., Bayraktar, B., Kurtoglu, M., 2016. The effects of compression
- 7 5 garments and electrostimulation on athletes' muscle soreness and recovery. *J. Exerc. Rehabil.* 12, 308–313.
- 8 6 doi:10.12965/jer.1632632.316
- 9 7 Glatthorn, J.F., Gouge, S., Nussbaumer, S., Stauffacher, S., Impellizzeri, F.M., Maffiuletti, N.A., 2011. Validity
- 10 8 and reliability of Optojump photoelectric cells for estimating vertical jump height. *J. Strength Cond. Res.* 25,
- 11 9 556–560. doi:10.1519/JSC.0b013e3181ccb18d
- 12 10 Goswami, A., Gupta, S., 1998. Cardiovascular stress and lactate formation during gymnastic routines. *J. Sports*
- 13 11 *Med. Phys. Fitness* 38, 317–322.
- 14 12 Griffin, M., Nicolaides, A.N., Bond, D., Geroulakos, G., Kalodiki, E., 2010. The Efficacy of a New Stimulation
- 15 13 Technology to Increase Venous Flow and Prevent Venous Stasis. *Eur. J. Vasc. Endovasc. Surg.* 40, 766–771.
- 16 14 doi:10.1016/j.ejvs.2010.06.019
- 17 15 Grunovas, A., Silinskas, V., Poderys, J., Trinkunas, E., 2007. Peripheral and systemic circulation after local
- 18 16 dynamic exercise and recovery using passive foot movement and electrostimulation. *J. Sports Med. Phys. Fitness*
- 19 17 47, 335–343.
- 20 18 Hopkins, W.G., Marshall, S.W., Batterham, A.M., Hanin, J., 2009. Progressive statistics for studies in sports
- 21 19 medicine and exercise science. *Med. Sci. Sports Exerc.* 41, 3–13. doi:10.1249/MSS.0b013e31818cb278
- 22 20 Ibegbuna, V., Delis, K.T., Nicolaides, A.N., Aina, O., 2003. Effect of elastic compression stockings on venous
- 23 21 hemodynamics during walking. *J. Vasc. Surg. Off. Publ. Soc. Vasc. Surg. Int. Soc. Cardiovasc. Surg. North Am.*
- 24 22 *Chapter 37*, 420–425. doi:10.1067/mva.2003.104
- 25 23 Jensen, P., Scott, S., Krstrup, P., Mohr, M., 2013. Physiological responses and performance in a simulated
- 26 24 trampoline gymnastics competition in elite male gymnasts. *J. Sports Sci.* 31, 1761–1769.
- 27 25 doi:10.1080/02640414.2013.803591
- 28 26 Krstrup, P., Mohr, M., Steensberg, A., Bencke, J., Kjaer, M., Bangsbo, J., 2006. Muscle and blood metabolites
- 29 27 during a soccer game: implications for sprint performance. *Med. Sci. Sports Exerc.* 38, 1165–1174.
- 30 28 doi:10.1249/01.mss.0000222845.89262.cd
- 31 29 Lattier, G., Millet, G.Y., Martin, A., Martin, V., 2004. Fatigue and recovery after high-intensity exercise. Part II:
- 32 30 Recovery interventions. *Int. J. Sports Med.* 25, 509–515. doi:10.1055/s-2004-820946
- 33 31 Laughlin, M.H., Schrage, W.G., 1999. Effects of muscle contraction on skeletal muscle blood flow: when is
- 34 32 there a muscle pump? *Med. Sci. Sports Exerc.* 31, 1027–1035.
- 35 33 Liu, R., Lao, T.T., Kwok, Y.L., Li, Y., Ying, M.T.-C., 2008. Effects of graduated compression stockings with
- 36 34 different pressure profiles on lower-limb venous structures and haemodynamics. *Adv. Ther.* 25, 465–478.
- 37 35 doi:10.1007/s12325-008-0058-2
- 38 36 Lyons, G.M., Leane, G.E., Grace, P.A., 2002. The Effect of Electrical Stimulation of the Calf Muscle and
- 39 37 Compression Stocking on Venous Blood Flow Velocity. *Eur. J. Vasc. Endovasc. Surg.* 23, 564–566.
- 40 38 doi:10.1053/ejvs.2002.1652
- 39 39 Macrae, B.A., Cotter, J.D., Laing, R.M., 2011. Compression garments and exercise: garment considerations,
- 40 40 physiology and performance. *Sports Med. Auckl. NZ* 41, 815–843. doi:10.2165/11591420-000000000-00000

- 1 Malone, J.K., Blake, C., Caulfield, B.M., 2014. Neuromuscular electrical stimulation during recovery from
2 exercise: a systematic review. *J. Strength Cond. Res. Natl. Strength Cond. Assoc.* 28, 2478–2506.
3 doi:10.1519/JSC.0000000000000426
- 4 Marqués-Jiménez, D., Calleja-González, J., Arratibel, I., Delextrat, A., Terrados, N., 2016. Are compression
5 garments effective for the recovery of exercise-induced muscle damage? A systematic review with meta-analysis.
6 *Physiol. Behav.* 153, 133–148. doi:10.1016/j.physbeh.2015.10.027
- 7 McCormick, A., Meijen, C., Marcora, S., 2015. Psychological Determinants of Whole-Body Endurance
8 Performance. *Sports Med. Auckl. Nz* 45, 997–1015. doi:10.1007/s40279-015-0319-6
- 9 Ménétrier, A., Mourot, L., Degano, B., Bouhaddi, M., Walther, G., Regnard, J., Tordi, N., 2015. Effects of three
10 postexercise recovery treatments on femoral artery blood flow kinetics. *J. Sports Med. Phys. Fitness* 55, 258–
11 266.
- 12 Ménétrier, A., Pinot, J., Mourot, L., Grappe, F., Bouhaddi, M., Regnard, J., Tordi, N., 2013. Effects of Recovery
13 using Contrast Water Therapy or Compression Stockings on Subsequent 5-min Cycling Performance. *J. Sci.*
14 *Cycl.* 2, 49–56.
- 15 Monedero, J., Donne, B., 2000. Effect of recovery interventions on lactate removal and subsequent performance.
16 *Int. J. Sports Med.* 21, 593–597. doi:10.1055/s-2000-8488
- 17 Park, K.S., Choi, J.K., Park, Y.S., 1999. Cardiovascular regulation during water immersion. *Appl. Hum. Sci. J.*
18 *Physiol. Anthropol.* 18, 233–241.
- 19 Partsch, H., Clark, M., Bassez, S., Benigni, J.-P., Becker, F., Blazek, V., Caprini, J., Cornu-Thénard, A., Hafner,
20 J., Flour, M., Jünger, M., Moffatt, C., Neumann, M., 2006. Measurement of lower leg compression in vivo:
21 recommendations for the performance of measurements of interface pressure and stiffness: consensus statement.
22 *Dermatol. Surg. Off. Publ. Am. Soc. Dermatol. Surg. Al* 32, 224–232; discussion 233.
- 23 Portier, H., Arlettaz, A., Lepanse, B., Lecocq, A.-M., Labsy, Z., Collomp, K., 2006. Estimation de la dépense
24 énergétique en gymnastique rythmique. *Sci. Sports* 21, 300–302. doi:10.1016/j.scispo.2006.06.010
- 25 Ravier, G., Bouzigon, R., Beliard, S., Tordi, N., Grappe, F., 2016. Benefits Of Compression Garments Worn
26 During Handball-Specific Circuit On Short-Term Fatigue In Professional Players. *J. Strength Cond. Res. Natl.*
27 *Strength Cond. Assoc.* doi:10.1519/JSC.0000000000001342
- 28 Recek, C., 2006. Conception of the venous hemodynamics in the lower extremity. *Angiology* 57, 556–563.
29 doi:10.1177/0003319706293117
- 30 Tessitore, A., Meeusen, R., Pagano, R., Benvenuti, C., Tiberi, M., Capranica, L., 2008. Effectiveness of active
31 versus passive recovery strategies after futsal games. *J. Strength Cond. Res. Natl. Strength Cond. Assoc.* 22,
32 1402–1412. doi:10.1519/JSC.0b013e31817396ac
- 33 Valic, Z., Buckwalter, J.B., Clifford, P.S., 2005. Muscle blood flow response to contraction: influence of venous
34 pressure. *J. Appl. Physiol. Bethesda Md* 1985 98, 72–76. doi:10.1152/jappphysiol.00151.2004

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

1 **Tables**





2 Table 1: population description in the two groups (low-frequency electrical stimulation +
3 compression garment group – LFES+CG group – and passive recovery group – PR group) ; F:
4 Female; M: Male; BMI: Body Mass Index.

5
6 Table 2: scoring performances in the two groups (low-frequency electrical stimulation +
7 compression garment group – LFES+CG group – and passive recovery group – PR group) ;
8 xR: average of the four routines scoring performances, R4: routine 4 scoring performance.

For Peer Review Only

1 **Figures**

2 Figure 1: study design, each participant of the two groups (low-frequency electrical
3 stimulation + compression garment group – LFES+CG group – and passive recovery group –
4 PR group) took the following steps:

- 5 • Morning session : warm-up (WU, 1h), followed by the first routine R1 (90s) followed
6 by the recovery period (Rec) (PR or LFES+CG, 10min), then R2 (90s) followed by
7 Rec (10min).
- 8 • Afternoon session: second WU (begin of second WU 2h after the end of the morning
9 session, 1h), then R3 (90s) followed by Rec (10min) then R4 (90s) followed by Rec
10 (10min)
- 11 • WU: warm-up was organized to mimic the warm-up performed by athletes during an
12 official competition. The athletes started a general warm-up (20min) with light
13 running, jumps and stretching followed by a specific warm-up (20min) where they
14 performed the elements of their routine separately. To finish, they remained seated for
15 a period of mental preparation (15min).
- 16 • : Arterial and venous lower limb blood flow were measured at rest (before WU), and
17 at the end of each recovery period
- 18 • : Blood lactate was measured at rest (before WU) and during each recovery period
19 (1min, 3min and 10min)
- 20 • : Jump height was evaluated at the end of the WU and at the end of each recovery
21 period
- 22 • : Heart rate was monitored continuously

23
24
25 Figure 2: the same recovery position was used in both groups (low-frequency electrical
26 stimulation + compression garment group – LFES+CG group – and passive recovery group –
27 PR group), on a bench in a reclined position with feet on the ground.

28
29 Figure 3: maximal jump height (cm \pm SEM), change between rest (Rest) and the end of each
30 recovery period (Post R1, Post R2, Post R3, Post R4) in the two groups (low-frequency
31 electrical stimulation + compression garment group – LFES+CG group – and passive
32 recovery group – PR group)

33 † *Possibly* effect of recovery method

1
2
3 1 * *Likely* effect of recovery method

4 2

5
6 3 Figure 4: lower limb blood flow (ml/min \pm SEM) (4.A: venous outflow, 4.B arterial inflow)
7
8 4 change between rest (Rest) and the end of each recovery period (Post R1, Post R2, Post R3,
9
10 5 Post R4) in the two groups (low-frequency electrical stimulation + compression garment
11
12 6 group – LFES+CG group – and passive recovery group – PR group)

13 7 * *Likely* effect of recovery method

14 8

15
16 9 Figure 5: blood lactate area under the curve AUC (mmol/l/min \pm SEM), variation in blood
17
18 10 lactate concentration from baseline to the end of the morning session (warm up, routine R1,
19
20 11 recovery post R1, routine R2, recovery post R2) and to the end of the afternoon session (warm
21
22 12 up, routine R3, recovery post R3, routine R4, recovery post R4) in the two groups (low-
23
24 13 frequency electrical stimulation + compression garment group – LFES+CG group – and
25
26 14 passive recovery group – PR group)

27 15 • *Likely* effect of recovery method

28 16

29
30 17 Figure 6: comparison between average peak heart rate HR (beat per minute bpm) at the end
31
32 18 of each routine with average HR value at the end of the recovery period (10 min after the
33
34 19 peak) in the two groups (low-frequency electrical stimulation + compression garment group –
35
36 20 LFES+CG group – and passive recovery group – PR group)

37 21 ** *Very likely* effect of recovery method

38 22

39
40 23 Figure 7: recovery feeling scale (arbitrary unit AU \pm SEM) after each recovery period (Post
41
42 24 R1, Post R2, Post R3, Post R4) in the two groups (low-frequency electrical stimulation +
43
44 25 compression garment group – LFES+CG group – and passive recovery group – PR group)

45 26 † *Possibly* effect of recovery method

46 27 * *Likely* effect of recovery method

47 28

48 29

49 30

50 31

51 32

52 33

53 34

54 35

55 36

56 37

57 38

58 39

59 40

60 41

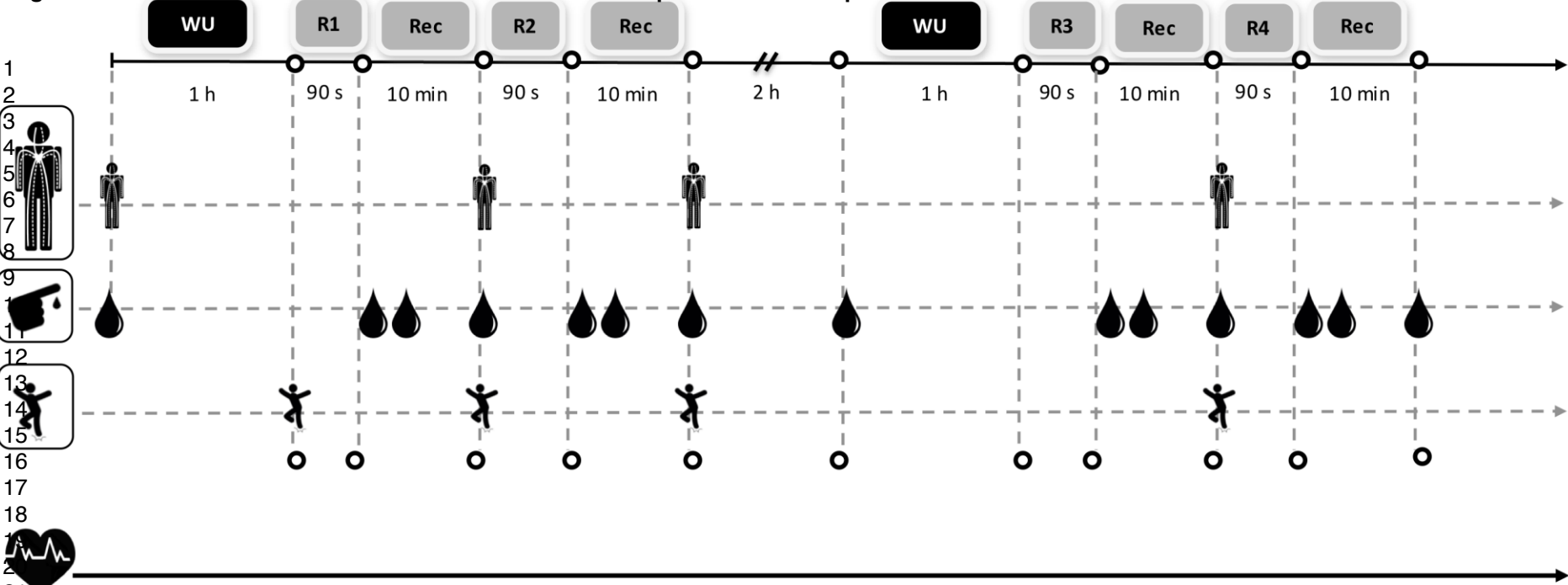
1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43

	LFES+CG group	PR group
Sex	4 (F), 2 (M)	4 (F), 2 (M)
Age (years)	17.5±2.0	18.0±3.0
Height (cm)	162.2±5.0	165.3±4.1
Weight (kg)	54.4±6.1	53.2±6.0
BMI (kg/m ²)	20.5±1.3	19.3±1.3
Maximum theoretical scoring performance	25.6±0.8	25.3±0.6

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43

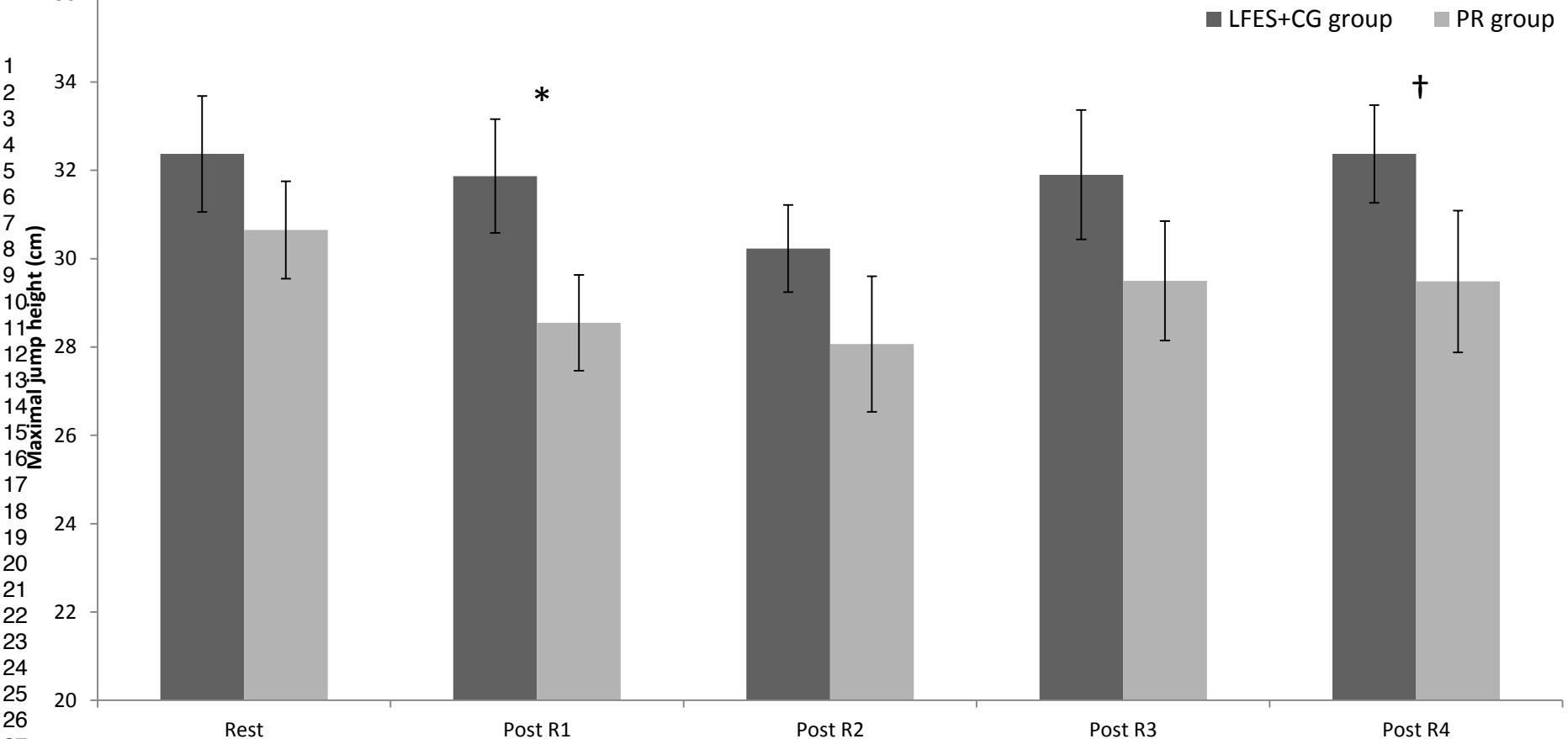
	Maximum theoretical scoring performance	xR	R4	xR-R4 Average percentage variations
--	--	----	----	---

LFES+CG group	25.6 ± 0.8	20.49 ± 2.31	21.00 ± 2.30	+ 2.6 ± 3,0%
PR group	25.3±0.6	21.00 ± 1.25	20.28 ± 1.18	- 3.3 ± 4.9%



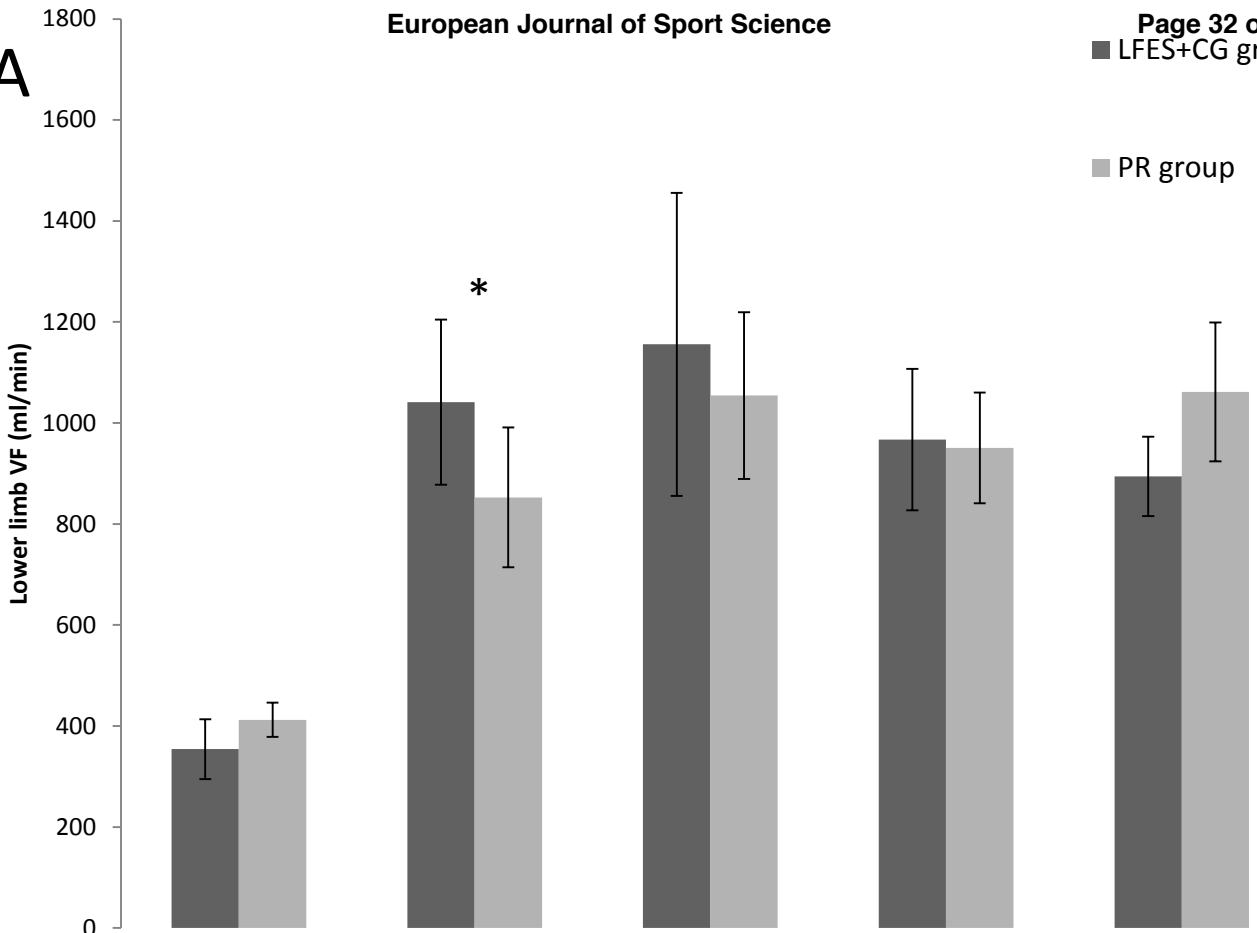
1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43



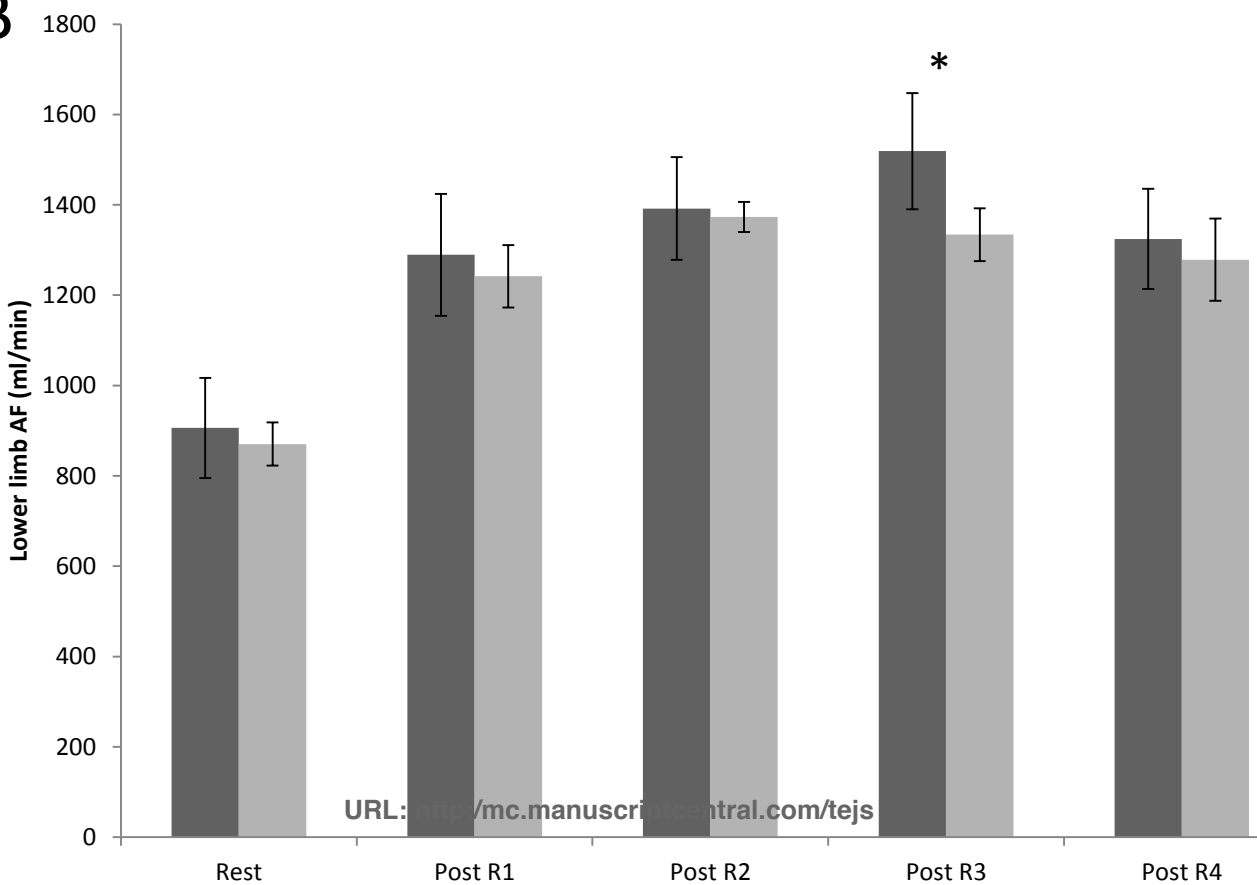


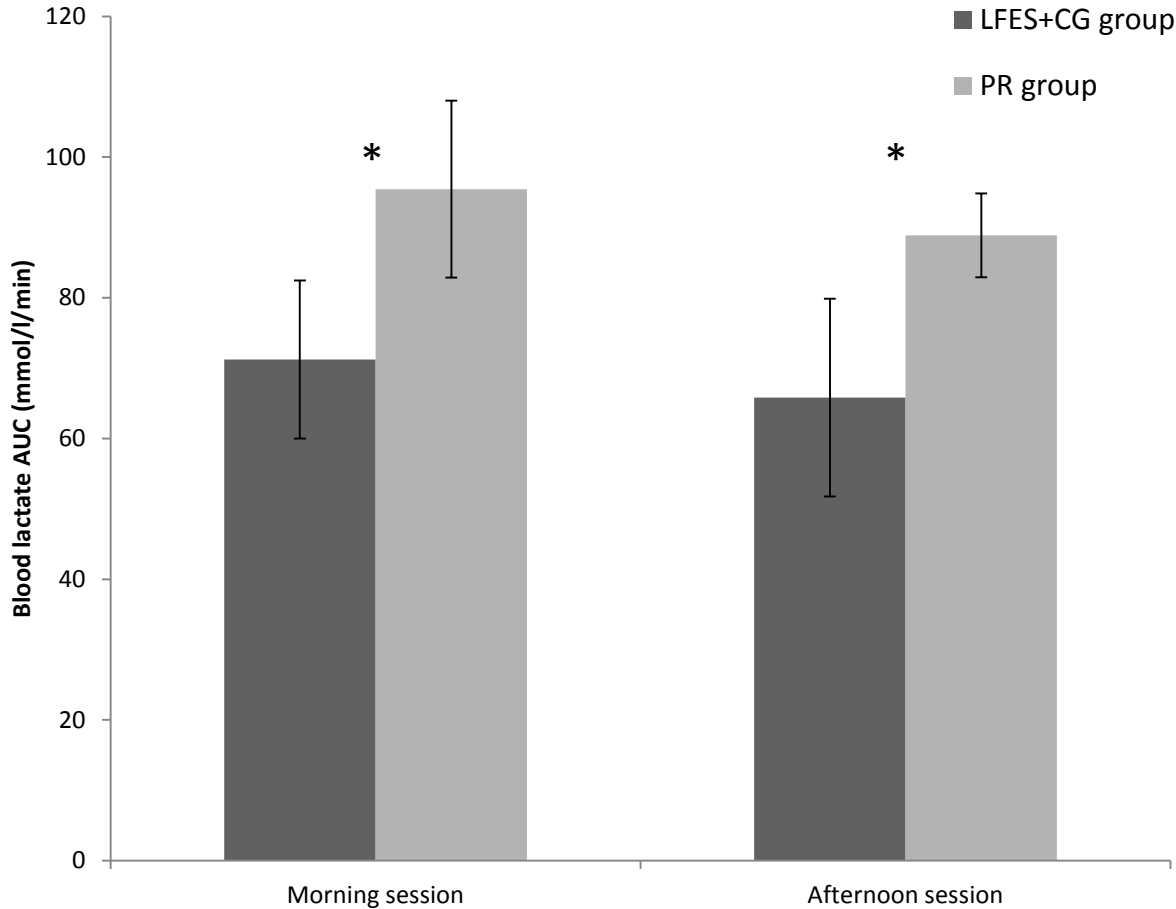
1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43

A

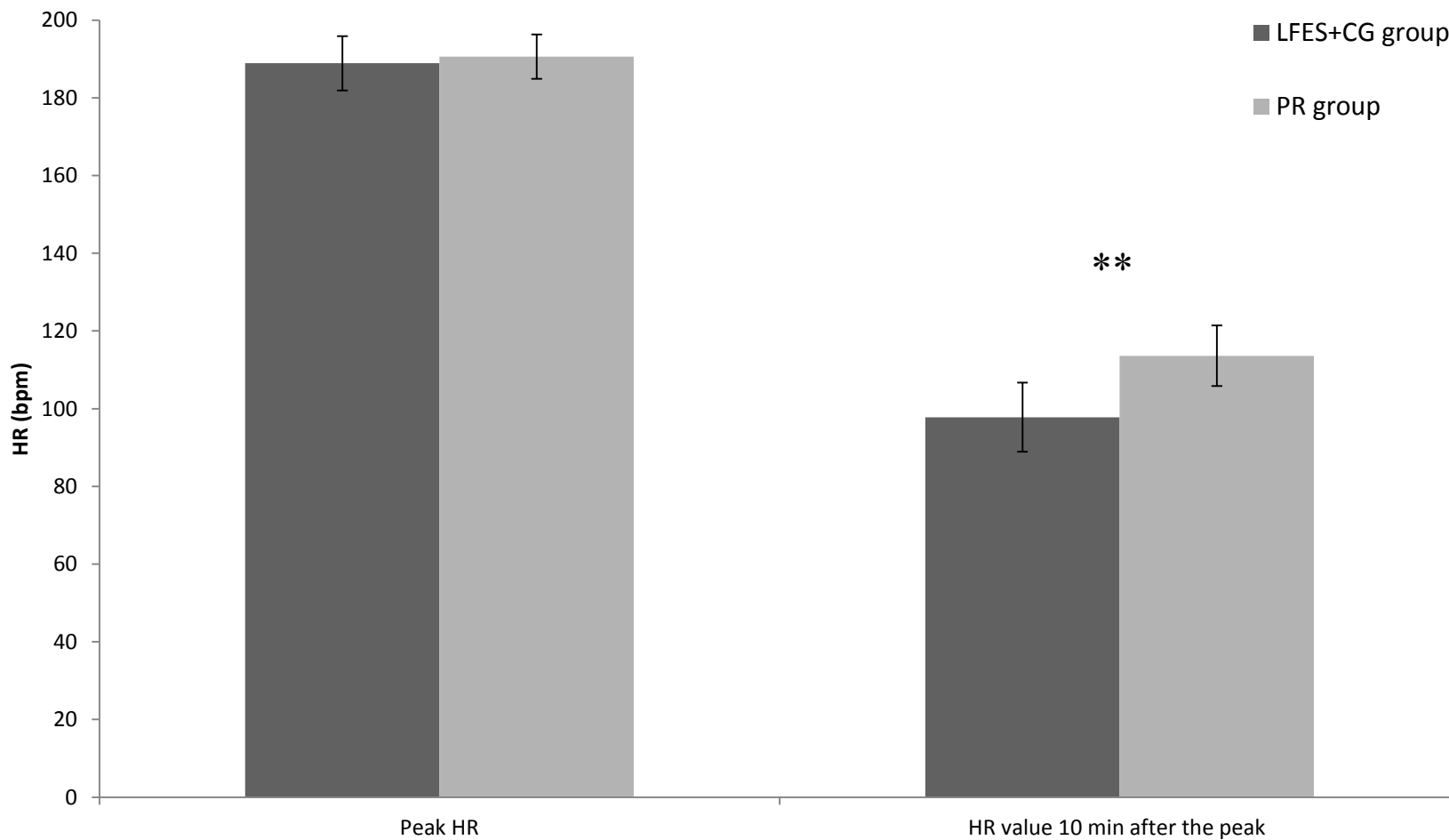


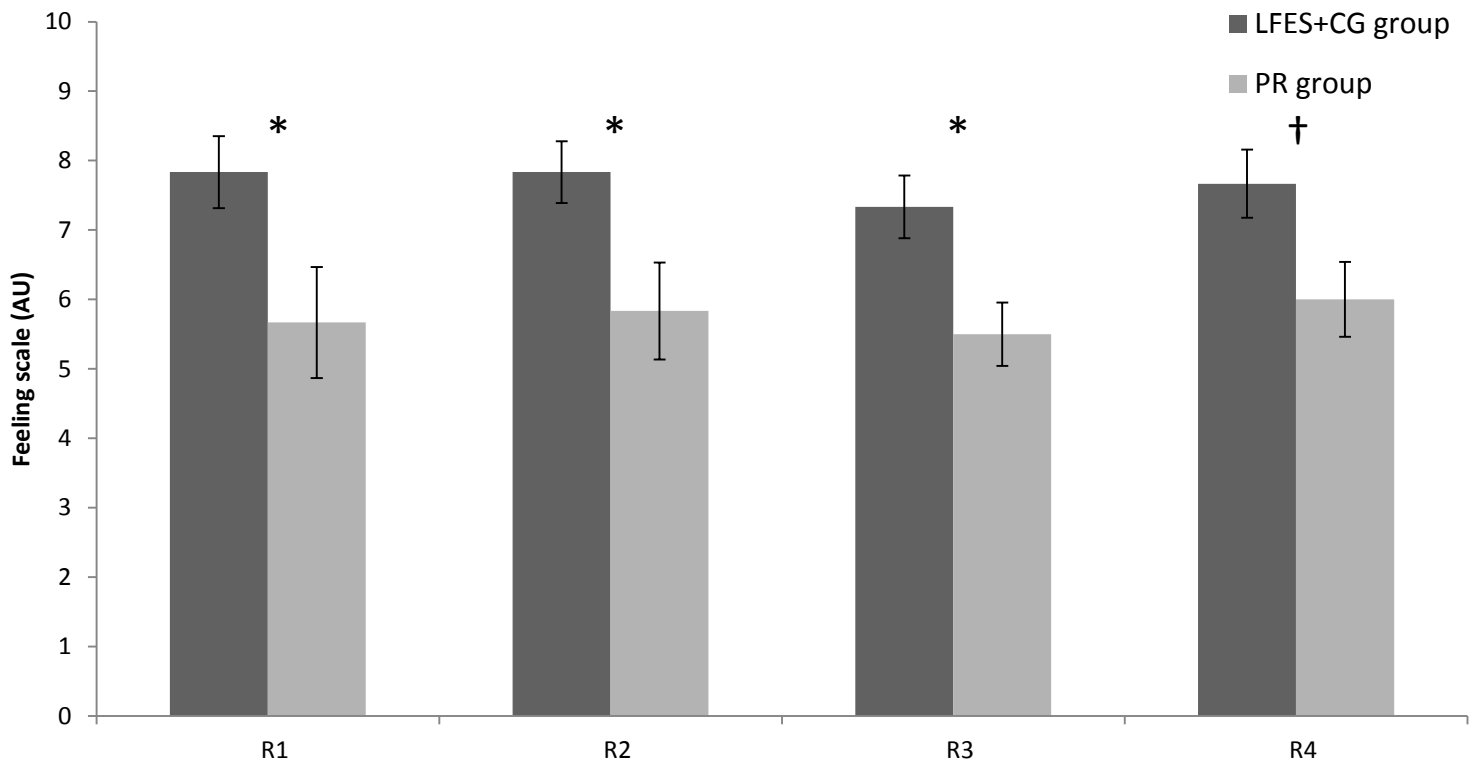
B





1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43





1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43

Journal of Sports Sciences

Positive effects of specific calf-pump neuromuscular electrostimulation compared to placebo on performance during second half-time of a soccer match

--Manuscript Draft--

Full Title:	Positive effects of specific calf-pump neuromuscular electrostimulation compared to placebo on performance during second half-time of a soccer match
Manuscript Number:	
Article Type:	Original Manuscript
Keywords:	short-term recovery; soccer; low-frequency electrical stimulation; performance; lower limb blood flow
Abstract:	<p>Purpose: To investigate the effects of specific calf-pump low-frequency electrical stimulation LFES (VeinoplusSport®, Ad Rem Technology, Paris, France) administered during half-time recovery on performance alterations during the second half.</p> <p>Methods: Twenty-two highly trained young players undertook a soccer-match simulation (SAFT90). During half-time, they were randomly assigned to electro-stimulation (LFES group) or Placebo group. Each half was split into 3 bouts of 12 minutes. Following each bout, maximal strike speed (MSS), sprint test (ST), maximal sprint accelerations (MA) and metabolic power (MP) were determined in both groups. Arterial (AF) and venous flows (VF) were measured at rest and at the end of half-time.</p> <p>Results: LEFS group exhibited beneficial effects on performance at the beginning of the second half compared to the Placebo group with a likely effect for MSS [87/11/1%, ES=-0.56 (-1.10; -0.01)], on ST [90/10/0%, ES=0.47 (0.12; 0.83)], for MA [88/10/2%, ES=-0.69 (-0.94; 0.49)], and a possible effect for MP [53/44/3%, ES=0.21 (-0.15; 0.58)]. AF and VF increased statistically more in LEFS group compared to Placebo group.</p> <p>Conclusions: The use of specific calf-pump LFES during half-time of a simulated soccer match attenuated the decrease in performance during the second half.</p>
Order of Authors:	Samuel Beliard Johan Cassirame Gael Ennequin Giuseppe Coratella Nicolas Tordi

1 **Positive effects of specific calf-pump neuromuscular**
2 **electrostimulation compared to placebo on performance during**
3 **second half-time of a soccer match**

4
5 Submission type: Original investigation

6
7 Béliard S.^{1,2}, Cassirame J.³, Ennequin G.¹, Coratella G.³, Tordi N.¹

8
9 **Institutional addresses:**

10 ¹ PEPITE EA4267, Exercise Performance Hearth Innovation (EPHI), Univ. Bourgogne
11 Franche-Comté, F-25000 Besançon, France.

12 ² Service de Cardiologie, Angiologie, Centre Hospitalier Louis-Pasteur, 39100 Dole, France.

13 ³ EA4660, Laboratory Culture, Sport, Health, Society, Univ. Bourgogne Franche-Comté, F-
14 25000 Besançon, France.

15
16 **Email addresses:**

17 Samuel Béliard: samuel.beliard@gmail.com

18 Johan Cassirame: jcassirame@matsport.com

19 Gael Ennequin: gael.ennequin@univ-fcomte.fr

20 Giuseppe Coratella: giuseppe.coratella@univ-fcomte.fr

21 Nicolas Tordi: nicolas.tordi@univ-fcomte.fr

22
23 **Corresponding author:**

24 Samuel BELIARD

25 19 Rue Ambroise Paré, Bâtiment Socrate, plateforme EPSI, 25030 Besançon Cedex, France

26 Email: samuel.beliard@gmail.com

27 Tel: 33 (0)3 63 08 23 22; Fax: 33 (0)3 63 08 23 48

28
29 **Preferred running head :**

30 Recovery during soccer half-time.

31
32 Abstract word count: 190 words.

33 Text-only word count: 3553 words.

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

ABSTRACT

Purpose:

To investigate the effects of specific calf-pump low-frequency electrical stimulation LFES (VeinoplusSport[®], Ad Rem Technology, Paris, France) administered during half-time recovery on performance alterations during the second half.

Methods:

Twenty-two highly trained young players undertook a soccer-match simulation (SAFT⁹⁰). During half-time, they were randomly assigned to electro-stimulation (LFES group) or Placebo group. Each half was split into 3 bouts of 12 minutes. Following each bout, maximal strike speed (MSS), sprint test (ST), maximal sprint accelerations (MA) and metabolic power (MP) were determined in both groups. Arterial (AF) and venous flows (VF) were measured at rest and at the end of half-time.

Results:

LEFS group exhibited beneficial effects on performance at the beginning of the second half compared to the Placebo group with a *likely* effect for MSS [87/11/1%, ES=-0.56 (-1.10; -0.01)], on ST [90/10/0%, ES=0.47 (0.12; 0.83)], for MA [88/10/2%, ES=-0.69 (-0.94; 0.49)], and a *possible* effect for MP [53/44/3%, ES=0.21 (-0.15; 0.58)]. AF and VF increased statistically more in LEFS group compared to Placebo group.

Conclusions:

The use of specific calf-pump LFES during half-time of a simulated soccer match attenuated the decrease in performance during the second half. This effect is most marked at the beginning of the second period with regards to explosive parameters. According to the increase in limb blood flow observed in LEFS group compared to Placebo group, this suggests a possible mechanism of action.

Keywords: short-term recovery, soccer, low-frequency electrical stimulation, performance, lower limb blood flow.

INTRODUCTION

64

65 During official soccer matches, performance decrements have been reported that relate to
66 both physical abilities and technical skills (Mohr, Krstrup, et Bangsbo 2003) and most often
67 manifests during the second half. All players, regardless of position, level and gender are
68 affected (Mohr, Krstrup, et Bangsbo 2005). Rampinini et al. described decrements in
69 explosive events such as strikes and sprints in the second half (Rampinini et al. 2011) and
70 other studies have highlighted decreases in successful short passes (Rampinini et al. 2009)
71 and driving ball speed (Gharbi et al. 2016). Furthermore, Bangsbo et al. (Bangsbo, Mohr, et
72 Krstrup 2006) reported lower energy expenditure of soccer players in the second half and
73 other authors have also reported lower heart rates (Ali et Farrally 1991).

74 It is well established that decreases in performance over time are due to fatigue induced by
75 runs and the frequency of technical skill attempts (Mohr, Krstrup, et Bangsbo 2003;
76 Rampinini et al. 2011). Fatigue is a multi-factorial phenomenon that leads to muscular
77 capability alterations (peripheral fatigue) reduces central nervous system signal transduction
78 to muscles (central fatigue) (Allen, Lamb, et Westerblad 2008). High intensity bouts are
79 associated with excess metabolite (Krstrup et al. 2006) accumulation including hydrogen
80 ion, ADP and free radical production and reductions in blood flow may also contribute to
81 fatigue through reduced metabolite removal. Thus, accumulation of those metabolites alters
82 the force production by affecting cross-bridges, myofibrillar sensitivity to Ca^{2+} , Ca^{2+} release
83 from the sarcoplasmic reticulum, SERCA pump function, and membrane bonding and
84 conductance (Allen, Lamb, et Westerblad 2008).

85 Several recovery methods applied to soccer (Nédélec et al. 2013; Reilly et Ekblom 2005)
86 have been described in the literature (active recovery, hot/cold contrasting immersion,
87 compression garments, massages, low-frequency electrical stimulation). During the soccer
88 half-time break, recovery methods are not prohibited suggesting that this is an aspect of the
89 game worth optimizing and neuromuscular electrical stimulation has been shown to speed
90 recovery (Borne, Hauswirth, et Bieuzen 2016).

91 Electrical stimulation provides a series of stimuli delivered superficially using surface
92 electrodes. During recovery, the most promising stimulation method is low-frequency
93 electrical stimulation (LFES), because it induces short duration muscle contractions that may
94 evoke a muscle pump effect and enhance muscle blood flow (Babault et al. 2011). When
95 LFES is applied to a muscle group (the muscle group most involved in the physical activity),
96 the effect is thought to be local and may improve the venous blood drainage. When a systemic

97 effect is sought, the LFES must be applied to the calf in order to activate “skeletal muscle
98 pump” which is the main mechanism of venous return (Griffin et al. 2010). This dichotomy is
99 very rarely reported in studies dedicated to LFES (Malone, Blake, et Caulfield 2014). In the
100 literature, few studies applied LEFS on the calf (Borne, Hausswirth, et Bieuzen 2016; Bieuzen
101 et al. 2014; Erten et al. 2016; Lattier et al. 2004). In these studies, the exhaustive exercises
102 carried out were far from the real conditions of practice (three 30s Wingate anaerobic tests in
103 sprinters in cycling and middle-distance runners (Borne, Hausswirth, et Bieuzen 2016),
104 shuttle running test in handball players (Bieuzen et al. 2014), 30 min treadmill running test at
105 85% maximal heart rate HR in volleyball players and basketball players (Erten et al. 2016),
106 intermittent exercise at 120% of maximal aerobic speed on a treadmill with an 18% grade in
107 well trained subjects (Lattier et al. 2004)), and the recovery times were different (15min
108 (Bieuzen et al. 2014), 20min (Lattier et al. 2004), 24min (Borne, Hausswirth, et Bieuzen
109 2016), 30min (Erten et al. 2016)). In these studies LFES improved short-term recovery
110 between 2 bouts of exhausting exercises. As such, our study aims to be the first to assess
111 specific calf-pump LFES effects versus placebo during a short recovery period (duration of
112 stimulation 10-12min during soccer half-time) under conditions that mimic a soccer match.
113 Therefore, the present study aimed to investigate the effects of calf LFES assessed during
114 half-time recovery on performance alterations during the second half.

METHODS

115

116 **Participants**

117 Twenty-two highly trained young male soccer players completed the study (8-10h training per
118 week). The participant characteristics were (mean \pm SD): 13.5 \pm 0.5 years; 164.9 \pm 10 cm;
119 52.3 \pm 9.7 kg. Subjects were divided in two groups, LFES group and Placebo group (control
120 group) balanced for their field position and age.

121 The participants were instructed to avoid any form of vigorous physical activity and not to
122 drink any caffeinated beverages during the previous 24 h before the measurement session. All
123 participants and their parents received verbal and written explanations of the testing
124 procedures and provided written consent. Exclusion criteria were refusal to provide consent,
125 injury, or illness that would hinder completion. This study was conducted in accordance with
126 the Declaration of Helsinki and approved by the local Research Ethics Committee (university
127 Bourgogne Franche-Comté) and the Medical Federal Committee of the Soccer French
128 Federation.

129 **Experimental design**

130 After a standardised warm-up, participants performed a match simulation based on two
131 periods of 36 minutes separated by 15 minutes of recovery (half time; HT). Each half was
132 divided into 3 exercise bouts of 12 minutes (Figure 1). Before each half (after warm-up and
133 after HT) and after all the exercise bouts (B1, B2, B3, B4, B5 and B6), the following tests
134 were performed: 20 meter sprint test (2 trials), striking shot speed (2 trials) and 3 counter-
135 movement jumps (CMJ). Throughout the test session (warm-up until the last performance
136 assessment), subjects were equipped with high frequency GPS systems to collect HR and
137 movement. All exercise bouts, sprints and strikes were performed on artificial turf.

138 *Match simulation*

139 Exercise bouts were performed based on the SAFT⁹⁰ simulation protocol (Small et al. 2009)
140 using a 20 meter agility shuttle run (Figure 2). The SAFT⁹⁰ was designed to simulate both
141 physiological and mechanical demands within a soccer match including different activities
142 and skills inherent to soccer (walking, jogging, sprinting or side-stepping). In accordance with
143 the match duration of this level of player (2*40min), the duration of each exercise bout was
144 reduced from 15 to 12 minutes. The field test incorporates utility movements and frequent
145 acceleration and deceleration as is inherent to match-play, with the movement intensity and
146 activity maintained

147 using verbal signals on an audio CD. Participants were familiarized with the SAFT⁹⁰ in a
148 separate session during the week preceding the study.

149 **Performance assessment**

150 *Sprint test*

151 Sprint tests were performed over 2 trials over a 20 meter distance using single beam Witty
152 timing photocells (Microgate GmbH, Bolzano, Italy) placed at a height of 90 cm from the
153 floor. The participants were allowed to start from a fixed position and commenced their run
154 when they chose to obtain a reliable measurement. Time taken (ST) was displayed on a LED
155 board and manually collected by the operator.

156 *Maximal Strike Speed (MSS)*

157 At each session, participants performed two strikes from a distance of ten meters from the
158 goal without a goalkeeper. Speed was measured by a gun-radar system that acquired the peak
159 velocity (Stalker ATSII Applied concept, Plano, United States), which was placed behind the
160 goal at a 1 meter-height. To avoid speed loss due to strike angle, we asked players to target
161 the radar behind the net.

162 *Counter movement jump CMJ measurement*

163 Maximal jump height was measured during 3 CMJs using an optoelectronic device
164 (Optojump Next Microgate, Bolzano, Italy). During jumps, we asked the participants to keep
165 their hands on their hips and to land initially without knees flexion. We retained the maximum
166 value obtained for the three jumps for comparison (peak value).

167 **Measurements**

168 During the entire protocol, participants were equipped with a high frequency GPS device
169 (GPexe Pro, Exelio Srl, Udine, Italy) to monitor movements accurately. These systems were
170 placed within specially designed jerseys with the device situated on the back between
171 shoulders to obtain optimal satellite signals. Each GPS device acquired data at 20hz and
172 distance, speed and acceleration were determined. In addition, GPS devices were
173 synchronised with a heart rate monitor Polar T31c (Polar Electro in, Kempele, Finland) which
174 recorded HR continuously.

175 Based on speed measurements, the GPexe system calculated distance (Dist) and metabolic
176 power (MP) and this gave a reliable index of the stimulus of the exercise bout(di Prampero,
177 Botter, et Osgnach 2015). In addition, based on GPS data, we collected maximal sprint
178 acceleration (MA) and maximal speed running (MSR) achieved during the sprint test
179 performed after the simulated exercise bout.

180 **Recovery interventions**

181 The participants recovered on benches in a reclined position with feet on the ground (Figure
182 3). Half-time lasted 15 min, stimulation duration was 11-12 min depending on the travel time
183 between the field, the locker room and the instrumentation of the participants. Participants
184 assigned to the LFES condition used a commercially available specific electrical calf-pump
185 stimulator (VeinoplusSport[®], Ad Rem Technology, Paris, France) which is a class IIa medical
186 device. The stimulation was applied via two adhesive Veinopack 8 x 13 cm surface electrodes
187 (Ad Rem Technology, Paris, France). The electrodes were placed on the medial and lateral
188 aspects of the calf, with two electrodes applied to each leg. The stimulation pattern delivered
189 by LFES consisted of a series of rectangular pulses of low energy (<25 μ C), low voltage (50
190 V_{peak}), with a carrier frequency of 250 Hz and impulse duration modulated from 25 μ s to
191 250 μ s. As recommended by Bieuzen et al. (Bieuzen et al. 2014), a minimal threshold was
192 fixed by the investigators corresponding to a visible contraction of the calf muscles with
193 comfortable sensation (no pain). The participants were familiarized with the LFES before the
194 study.

195 Participants assigned to the placebo condition were instrumented with a sham stimulator that
196 was identical to the real Veinoplus Sport[®], except that the output signal was similar to a weak
197 transcutaneous electrical nerve stimulation (low intensity, continuous tingling sensation to the
198 skin without inducing calf muscle contraction).

199 **Physiological measurements**

200 Physiological measurements were acquired to gain an understanding of potential mechanisms
201 that may relate to the recovery strategy.

202 *Blood flow*

203 Lower limb venous (VF) and arterial (AF) blood flows were measured at rest (before warm-
204 up) and at the end of the half-time intervention or placebo aspect of the study. All Doppler
205 ultrasound measurements were performed with a 7.5-MHz multifrequency linear transducer
206 (L12-3, Philips, Amsterdam, The Netherlands) attached to a high-resolution ultrasound
207 machine (Affiniti 70, Philips, Amsterdam, The Netherlands). Two vascular practitioners,
208 trained in arterial and venous ultrasound assessments, acquired all measurements. Blood flow
209 (BF in ml/min) corresponds to the product of the vessel cross-sectional area (diameter in cm
210 $(\pi d^2)/4$) multiplied by the time average blood velocity (TAV cm/s): $BF = TAV * 60 * (\pi d^2)/4$.
211 The velocity measurement was evaluated in longitudinal section (3s recording). Cross-section
212 of the vessel was acquired and luminal diameter measured from intima to intima during
213 systole at the same location as the velocity measurement. Lower limb arterial and venous
214 flows were measured respectively at the common femoral artery (CFA) and at the common

215 femoral vein (CFV) to evaluate the overall inflow and outflow rate of the lower limb. All data
216 were calculated from the average of three consecutive measurements.

217 *Blood lactate concentration*

218 Three hundred microliters of blood were collected from the player's index fingers using a
219 micro incision to determine whole blood lactate concentration (Lactate Pro 2 strip test,
220 Arkray, Kyoto, Japan) based on electro-enzymatic reaction. Results were provided by the
221 device after 10 seconds.

222 **Psychological measurements**

223 *Ratings of perceived exertion*

224 We asked participants their rating of perceived exertion (RPE) at the end of each bout using
225 the Borg CR100 Scale (Borg et Borg 2002). All participants were familiarized with the scale
226 before the study in order to obtain the most reliable information possible.

227 **Statistical analyses**

228 The performance data were analyzed using the magnitude based inference approach
229 recommended for studies in sports medicine and exercise sciences (Hopkins et al. 2009). We
230 prefer a qualitative test (Hopkins method) which would be less dependent on the distribution
231 of the data and which would therefore be better able to highlight the effects of the recovery
232 device. Traditional statistical approaches often do not indicate the magnitude of an effect,
233 which is typically more relevant to athletic performance than any statistically significant
234 effect. Performance and physiological data were log-transformed for analysis to reduce bias
235 arising from non-uniformity error. All qualitative analyses were conducted using a modified
236 statistical spreadsheet (Hopkins et al. 2009). Between-trial standardized differences or effect
237 sizes (ES, 90% confidence interval) in HR, MA, ST, Dist, MP, MSS, MSR, CMJ, RPE, AF,
238 VF and were calculated using the pooled standard deviation (Cohen 1988). Threshold values
239 for Cohen ES statistics were >0.2 (small), >0.5 (moderate), and > 1.2 (large). Standardized
240 effects of between -0.2 and 0.2 were termed trivial. For between-trial comparisons,
241 probabilities were calculated to establish whether the true (unknown) differences were lower,
242 similar or higher than the smallest worthwhile difference or change (0.2 multiplied by the
243 pooled between-subject standard deviation, based on Cohen's ES principle) (Cohen 1988).
244 Thresholds for assigning the qualitative terms to chances of substantial effects were $<1\%$,
245 *almost certainly not*; $1\%–5\%$, *very unlikely*; $5\%–25\%$, *unlikely*; $25\%–75\%$, *possible*; $75\%–$
246 95% , *likely*; $95\%–99\%$, *very likely*; $>99\%$, *almost certain*. The effect was deemed unclear if
247 its confidence interval overlapped the thresholds for small positive and negative effects (5%).

248 Data were reported as qualitative and percentage chances, mean change effect size (ES) and
249 confidence interval.

250

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

251

RESULTS

252 For each parameter, we calculated first-half average HT1 (after warm-up, after B1, B2, B3).
253 For each group (LFES and Placebo), we then compared the delta between HT1 value and the
254 values measured in second half-time HT2 (after HT, after B4, B5, B6).

255 **Performance parameters (Figure 4)**

256 Several parameters show an attenuated alteration between halves in the LFES group
257 compared to the placebo group. This beneficial effect stems from smaller decreases in MSS,
258 MA, MP when comparing HT1 to the second half. Thus, regarding MSS the differences are
259 *likely* due to the recovery methods after HT (-6.7% in Placebo group versus -1.9% in LFES
260 group) [87/11/1%, ES = -0.56 (-0.93; -0.04)], and after B5 (-4.3% in Placebo group versus -
261 0.2% in LFES group) [86/13/1%, ES = -0.48 (-1.10; -0.01)]. Concerning MA, there are also
262 *likely* effects after HT [91/7/2%, ES=-0.79 (-1.52; -0.06)] and after B5 [86/11/3%, ES=-0.70
263 (-1.48; 0.09)]. Energetic load of the exercise highlighted by MP was deemed a *possible*
264 *negative* effect after B4 [53/44/3%, ES=0.21 (-0.15; 0.58)]. In addition, a beneficial effect
265 was apparent regarding the 20m sprint test (ST). After B4, the placebo group exhibited a ST
266 increase (+1.6%), whereas in LFES group ST was slightly decreased (-0.2%). The qualitative
267 analysis suggested that this difference is *likely* due to the recovery methods [90/10/0%,
268 ES=0.47 (0.12; 0.83)]. Examination of the CMJ, MSR, and Dist data revealed no recovery
269 effect between LFES and Placebo group in the second half-time.

270 **Physiological parameters**

271 VF (Figure 5.A) and AF (Figure 5.B) increased at the end of HT compared with the resting
272 values with both conditions (respectively +127% and +71% for LFES and +39% and +18%
273 for Placebo group). These increases were respectively *very likely* [98/2/0%, ES=-0.74 (-1.16; -
274 0.31)] and *likely* [95/5/1%, ES=-0.87 (-0.19; 0.68)] higher in the LFES compared with
275 Placebo group.

276 HR (Figure 6) was generally stable overall between HT1 and HT2 in LFES group: HT1 =
277 169±11 bpm, HT2 = 167±11 bpm (variation < 1%). While HR was slightly decreased during
278 HT2 in the Placebo group compared to HT1: HT1 = 164±10 bpm, HT2 = 160±14bpm. This
279 difference is *possibly* related to LFES device [64/35/1%, ES=-0.27 (-0.62; 0.07)]. To better
280 understand the effect of the device on HR, we compare HR evolution (Figure 7) between the
281 begin of half-time (Begin HT) and the end of recovery time (End HT). HR decreases during
282 half-time in the two groups. This decrease seems more important in LFES group (-7%, versus
283 -4% in Placebo group). However this difference isn't statistically significant: *unclear effect*.

284 Blood lactates (Figure 8) were not different (*no effect*) between the two groups at the
1
2 285 beginning (before warm-up and after HT) and at the end (after B3 and after B6) of each half.

3 286 **Psychological measurements**

4
5 287 In both groups, RPE increased as the match progressed. Average RPE during HT1 was 36 ± 5
6
7 288 in LFES group and 38 ± 5 in Placebo group. In HT2, the mean value after B4 was 47 ± 9 in
8
9 289 LFES group, whereas it was 59 ± 11 in Placebo group. The reduced perception of effort after
10
11 290 B4 (Figure 4) in LFES group is *very likely* related to the recovery device [$98/2/1\%$, $ES = 1.87$
12
13 291 ($0.50, 3.23$)].
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

DISCUSSION

1
2
3 293 To our knowledge, this is the first study that assessed the performance effects of LFES under
4
5 294 conditions that closely mimic a soccer match. The aim was to investigate a potential
6
7 295 beneficial effect of using specific venous calf-pump induced by LFES versus placebo during
8
9 296 half time of a soccer match. The main results indicate a reduced performance decrement
10
11 297 related to explosive-strength (MSS, MA, ST) at the beginning of the second half amongst
12
13 298 those in the LFES group. We note that LFES did not affect the distance covered by the
14
15 299 players during HT2. Regarding MP, we observed possible decrements in this parameter
16
17 300 during B4 for LFES group. MP represents energetic load calculated based on speed and
18
19 301 acceleration (di Prampero, Botter, et Osgnach 2015), with greater weighting given to
20
21 302 acceleration. Given that Dist is not significantly affected and MP decreased during this
22
23 303 period, we can hypothesis there may have been better mechanical efficiency with less speed
24
25 304 variation and better motor control.

25 305 To explain the improved performance with LFES, our main hypothesis related to the
26
27 306 hemodynamic impacts of the intervention. Consistent with the literature, we observed
28
29 307 increases in lower-limb arterial (Abraham et al. 2013) and venous blood-flow (Griffin et al.
30
31 308 2010) with calf muscle application of LEFS using the same device. Based on the artery/vein
32
33 309 continuum, contraction of the calf muscle induced by LFES propulsion of venous blood flow
34
35 310 toward the heart through the skeletal muscle pump (Griffin et al. 2010). Mobilization of more
36
37 311 venous blood volume could relieve vascular resistance within this now empty vascular bed
38
39 312 (Koller, Dörnyei, et Kaley 1998) and therefore increase inflow, and this may also stimulate
40
41 313 the endothelium (increased venous shear stress). In response to the stimulation, local factors,
42
43 314 likely through the secretion of vasodilator molecules (NO and prostaglandins), further reduce
44
45 315 vascular resistance (Chies et al. 2013) both within venules and arterioles. This mechanism
46
47 316 may be exploited using LFES.

47 317 The aim of most recovery methods is to increase blood flow to the muscles involved in the
48
49 318 physical activity: active recovery(Mika et al. 2016), compression garments(Beliard et al.
50
51 319 2015), contrast immersion (vaso pumping (Bieuzen, Bleakley, et Costello 2013)), and LFES
52
53 320 (Borne, Hausswirth, et Bieuzen 2016). A recent study shows that using calf muscle specific
54
55 321 LFES induces a $\sim 243\% \pm 76\%$ increase in calf arterial inflow between rest and recovery
56
57 322 intervention period and this has been linked to greater benefits when performing repeated
58
59 323 efforts (Borne, Hausswirth, et Bieuzen 2016). In our study, VF and AF increased at the end of
60
61 324 HT compared with the resting values under the two conditions; this increase was related to
62
63
64
65

325 post-exercise hyperemia and was greater when LFES (*very likely effect* for VF, *likely effect*
326 for AF) was applied. Maintaining high muscular flow during recovery will, on the one hand,
327 increase oxygen and nutrients delivery to the muscles and their uptake (Borne, Hausswirth, et
328 Bieuzen 2016) (restore muscle working capacity (Grunovas et al. 2007)), and on the other
329 hand, allow clearance of the accumulated metabolic by-products which could otherwise
330 adversely affect muscle function (Allen, Lamb, et Westerblad 2008).

331 We found no differences in blood lactate concentrations across conditions at any time point.
332 This observation contradicts reports in some studies where blood lactate was found to be more
333 effectively cleared when LFES was applied during recovery (Bieuzen et al. 2014).

334 In Placebo group, HR decreased was observed during the second half compared with the first
335 one (Ali et Farrally 1991). The use of LFES during HT resulted in a higher HR throughout
336 second half compared to placebo. This difference of HR is probably more a function of the
337 participants than the device. Without oxygen consumption data or cardiac output this is really
338 difficult to interpret. HR decreases during recovery time in the two groups without
339 statistically difference (*unclear effect*). Two hypotheses could explain this absence of
340 difference, the short duration of the stimulation (12 min), and the absence of venous outflow
341 monitoring in abdomino-pelvic territories. These territories could play an important capacitive
342 role, then an improvement of lower limb venous return isn't necessarily directly linked to a
343 better cardiac pre-load.

344 LFES recovery intervention likely improved ratings of perceived exertion at the beginning of
345 HT2 compared to placebo condition. Despite the less difficult effort felt, performance was
346 better amongst LFES group. We can hypothesize that this reflects a better restoration of
347 muscle functioning conditions (better efficiency, better feeling) with LFES. No other studies
348 have fully explored the psychological effects of using LFES on performance parameters. Our
349 results, reporting no placebo effect on either performance recovery or perceived exertion, tend
350 to indicate that the effects of LFES are not purely due to a placebo effect.

351 Our study has a number of limitations. First, Griffin et al. showed that the greater the
352 circumference of the calf, and the more effective the LEFS (Griffin et al. 2010). Our study
353 was conducted in young subjects (13-14 years old), which may limit the recovery device
354 effectiveness. Second, in this study, we only simulated a match without a guarantee that
355 participants performed to the level they would during a match. Thus extrapolation to a match
356 may still be quite limited. Finally, the context of the competition does not make it possible to
357 use recovery methods requiring a substantial amount of equipment, so only simple methods

358 that can be used to achieve positive effects should be considered. LFES like Veinoplus
359 Sport[®], is easy to set up and is very well tolerated by athletes (Bieuzen et al. 2014).

360 **CONCLUSIONS AND PRACTICAL APPLICATIONS**

361 The use of calf LFES during half-time of a simulated soccer match attenuates the reduction in
362 performance during the second half. This effect is mainly apparent at the beginning of the
363 second period in relation to explosive parameters such as sprinting capabilities (MA, ST),
364 strike (MSS) or metabolic power (MP). We emphasize that these kinds of capabilities are very
365 important during soccer matches because they can lead to a difference in performance over an
366 opponent and may improve chances of scoring. Given at the elite level teams are well
367 matched and scoring chances are limited any small advantage through more thorough
368 recovery during half-time period may be important.

369 This study was design as close as possible to the real conditions of a soccer match. Our
370 investigation highlights benefits of calf LFES. In order to use this recovery method during
371 competition, we recommend familiarity with this process to create routines that avoid time
372 loss and permit recover whilst also managing tactical feedback provided by coaches.

373

- 1
2
3 375 Abraham, Pierre, Victor Mateus, Francois Bieuzen, Nafi Ouedraogo, Fallou Cisse, et Georges
4 376 Leftheriotis. 2013. « Calf Muscle Stimulation with the Veinoplus Device Results in a
5 377 Significant Increase in Lower Limb Inflow without Generating Limb Ischemia or Pain
6 378 in Patients with Peripheral Artery Disease ». *Journal of Vascular Surgery* 57 (3):
7 379 714- 19.
- 8
9 380 Ali, A., et M. Farrally. 1991. « Recording Soccer Players' Heart Rates during Matches ». *Journal of Sports Sciences* 9 (2): 183- 89.
- 10 381
11 382 Allen, D. G., G. D. Lamb, et H. Westerblad. 2008. « Skeletal Muscle Fatigue: Cellular
12 383 Mechanisms ». *Physiological Reviews* 88 (1): 287- 332.
- 13 384 Babault, Nicolas, Carole Cometti, Nicola A. Maffiuletti, et Gaëlle Deley. 2011. « Does
14 385 Electrical Stimulation Enhance Post-Exercise Performance Recovery? » *European
15 386 Journal of Applied Physiology* 111 (10): 2501- 7.
- 16 387 Bangsbo, Jens, Magni Mohr, et Peter Krstrup. 2006. « Physical and Metabolic Demands of
17 388 Training and Match-Play in the Elite Football Player ». *Journal of Sports Sciences* 24
18 389 (7): 665- 74.
- 19 390 Beliard, Samuel, Michel Chauveau, Timothée Moscatiello, François Cros, Fiona Ecartot, et
20 391 François Becker. 2015. « Compression Garments and Exercise: No Influence of
21 392 Pressure Applied ». *Journal of Sports Science & Medicine* 14 (1): 75- 83.
- 22 393 Bieuzen, François, Chris M. Bleakley, et Joseph Thomas Costello. 2013. « Contrast Water
23 394 Therapy and Exercise Induced Muscle Damage: A Systematic Review and Meta-
24 395 Analysis ». *PloS One* 8 (4): e62356.
- 25 396 Bieuzen, François, Rachel Borne, Jean-François Toussaint, et Christophe Hausswirth. 2014.
26 397 « Positive Effect of Specific Low-Frequency Electrical Stimulation during Short-Term
27 398 Recovery on Subsequent High-Intensity Exercise ». *Applied Physiology, Nutrition,
28 399 and Metabolism = Physiologie Appliquée, Nutrition Et Métabolisme* 39 (2): 202- 10.
- 29 400 Borg, Elisabet, et Gunnar Borg. 2002. « A comparison of AME and CR100 for scaling
30 401 perceived exertion ». *Acta Psychologica* 109 (2): 157- 75.
- 31 402 Borne, Rachel, Christophe Hausswirth, et François Bieuzen. 2016. « Relationship Between
32 403 Blood Flow and Performance Recovery: A Randomized, Placebo-Controlled Study ». *International Journal of Sports Physiology and Performance*, août, 1- 27.
- 33 404 Chies, Agnaldo Bruno, Patrícia de Souza Rossignoli, Rafaela de Fátima Ferreira Baptista,
34 405 Roger William de Lábio, et Spencer Luiz Marques Payão. 2013. « Exercise reduces
35 406 angiotensin II responses in rat femoral veins ». *Peptides* 44: 47- 54.
- 36 407 Cohen, Jacob. 1988. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. 2^e éd. Hillsdale,
37 408 N.J. : L. Erlbaum Associates.
- 38 409 Erten, Yunus Turgay, Turker Sahinkaya, Engin Dinc, Bekir Eray Kilinc, Bulent Bayraktar, et
39 410 Mehmet Kurtoglu. 2016. « The effects of compression garments and
40 411 electrostimulation on athletes' muscle soreness and recovery ». *Journal of Exercise
41 412 Rehabilitation* 12 (4): 308- 13.
- 42 413 Gharbi, Adnene, Liwa Masmoudi, Hamdi Chtourou, Nesrine Chaari, et Zouhair Tabka. 2016.
43 414 « Effects of Recovery Mode on Physiological and Psychological Responses and
44 415 Performance of Specific Skills in Young Soccer Players ». *The Journal of Sports
45 416 Medicine and Physical Fitness*, juillet.
- 46 417 Griffin, M., A. N. Nicolaidis, D. Bond, G. Geroulakos, et E. Kalodiki. 2010. « The Efficacy
47 418 of a New Stimulation Technology to Increase Venous Flow and Prevent Venous
48 419 Stasis ». *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery* 40 (6): 766- 71.
- 49 420
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

- 421 Grunovas, A., V. Silinskas, J. Poderys, et E. Trinkunas. 2007. « Peripheral and Systemic
1 422 Circulation after Local Dynamic Exercise and Recovery Using Passive Foot
2 423 Movement and Electrostimulation ». *The Journal of Sports Medicine and Physical*
3 424 *Fitness* 47 (3): 335- 43.
- 425 Hopkins, N D, D J Green, T M Tinken, L Sutton, N McWhannell, D H J Thijssen, N T Cable,
426 G Stratton, et K George. 2009. « Does conduit artery diameter vary according to the
427 anthropometric characteristics of children or men? » *American journal of physiology.*
428 *Heart and circulatory physiology* 297 (6): H2182-2187.
- 429 Koller, A., G. Dörnyei, et G. Kaley. 1998. « Flow-Induced Responses in Skeletal Muscle
430 Venules: Modulation by Nitric Oxide and Prostaglandins ». *The American Journal of*
431 *Physiology* 275 (3 Pt 2): H831-836.
- 432 Krstrup, Peter, Magni Mohr, Adam Steensberg, Jesper Bencke, Michael Kjaer, et Jens
433 Bangsbo. 2006. « Muscle and Blood Metabolites during a Soccer Game: Implications
434 for Sprint Performance ». *Medicine and Science in Sports and Exercise* 38 (6):
435 1165- 74.
- 436 Lattier, G., G. Y. Millet, A. Martin, et V. Martin. 2004. « Fatigue and Recovery after High-
437 Intensity Exercise. Part II: Recovery Interventions ». *International Journal of Sports*
438 *Medicine* 25 (7): 509- 15.
- 439 Malone, John K., Catherine Blake, et Brian M. Caulfield. 2014. « Neuromuscular Electrical
440 Stimulation during Recovery from Exercise: A Systematic Review ». *Journal of*
441 *Strength and Conditioning Research / National Strength & Conditioning Association*
442 28 (9): 2478- 2506.
- 443 Mika, Anna, Łukasz Oleksy, Renata Kielnar, Ewa Wodka-Natkaniec, Magdalena
444 Twardowska, Kamil Kamiński, et Zbigniew Małek. 2016. « Comparison of Two
445 Different Modes of Active Recovery on Muscles Performance after Fatiguing Exercise
446 in Mountain Canoeist and Football Players ». *PloS One* 11 (10): e0164216.
447 doi:10.1371/journal.pone.0164216.
- 448 Mohr, Magni, Peter Krstrup, et Jens Bangsbo. 2003. « Match Performance of High-Standard
449 Soccer Players with Special Reference to Development of Fatigue ». *Journal of Sports*
450 *Sciences* 21 (7): 519- 28.
- 451 Mohr, Magni, Peter Krstrup, et Jens Bangsbo. 2005. « Fatigue in soccer: A brief review ». *Journal of Sports Sciences* 23 (6): 593- 99.
- 452 Nédélec, Mathieu, Alan McCall, Chris Carling, Franck Legall, Serge Berthoin, et Gregory
453 Dupont. 2013. « Recovery in Soccer : Part II-Recovery Strategies ». *Sports Medicine*
454 *(Auckland, N.Z.)* 43 (1): 9- 22.
- 455 Prampero, Pietro E. di, Alberto Botter, et Cristian Osgnach. 2015. « The Energy Cost of
456 Sprint Running and the Role of Metabolic Power in Setting Top Performances ». *European Journal of Applied Physiology* 115 (3): 451- 69.
- 457 Rampinini, Ermanno, Andrea Bosio, Ivan Ferraresi, Andrea Petruolo, Andrea Morelli, et Aldo
458 Sassi. 2011. « Match-Related Fatigue in Soccer Players ». *Medicine and Science in*
459 *Sports and Exercise* 43 (11): 2161- 70.
- 460 Rampinini, Ermanno, Franco M. Impellizzeri, Carlo Castagna, Aaron J. Coutts, et Ulrik
461 Wisløff. 2009. « Technical Performance during Soccer Matches of the Italian Serie A
462 League: Effect of Fatigue and Competitive Level ». *Journal of Science and Medicine*
463 *in Sport* 12 (1): 227- 33.
- 464 Reilly, Thomas, et Bjorn Ekblom. 2005. « The Use of Recovery Methods Post-Exercise ». *Journal of Sports Sciences* 23 (6): 619- 27.
- 465

468 Small, K., L. R. McNaughton, M. Greig, M. Lohkamp, et R. Lovell. 2009. « Soccer Fatigue,
1 469 Sprinting and Hamstring Injury Risk ». *International Journal of Sports Medicine* 30
2 470 (8): 573- 78.
3
4 471

5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

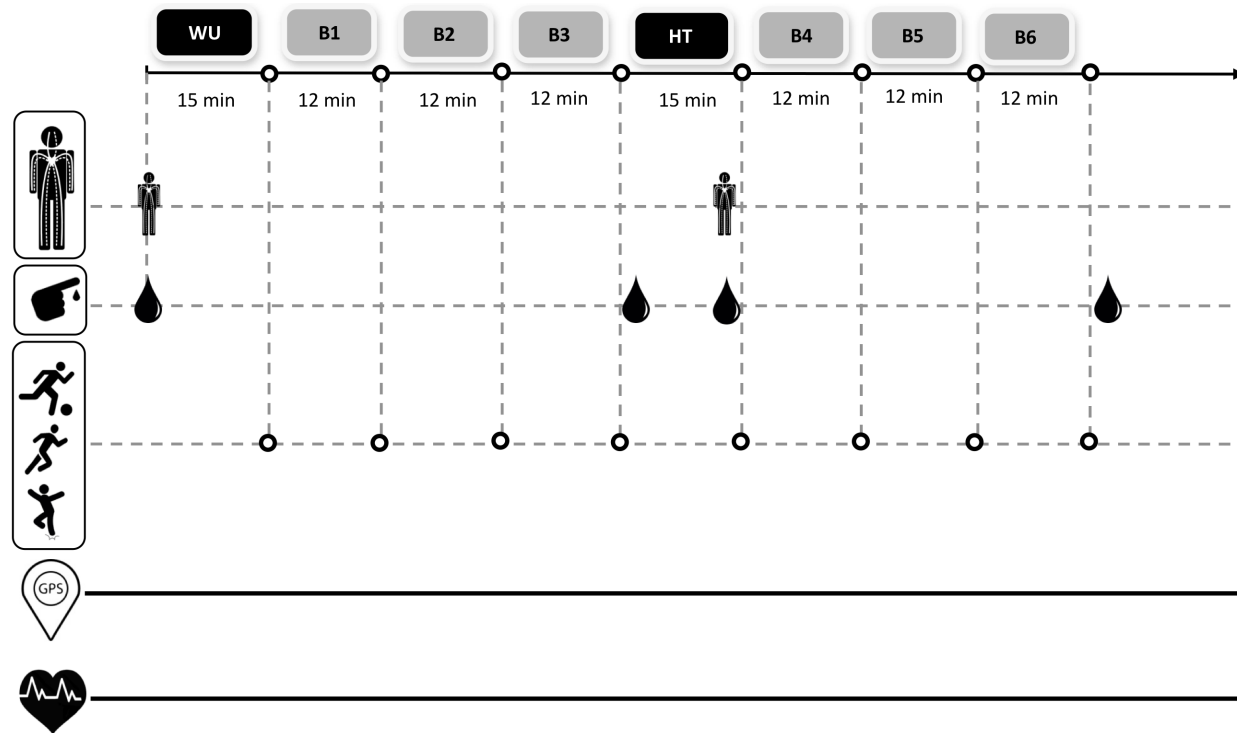


Figure 1: study design

WU: warm up, 15 min

Bout: Saft⁹⁰, 12 min

HT: half time, recovery period, 15 min

👤: blood flow

💧: blood lactate

🏃
🏃
🏃: performance test – strikes, jumps, races

📍: GPS system

❤️: heart rate

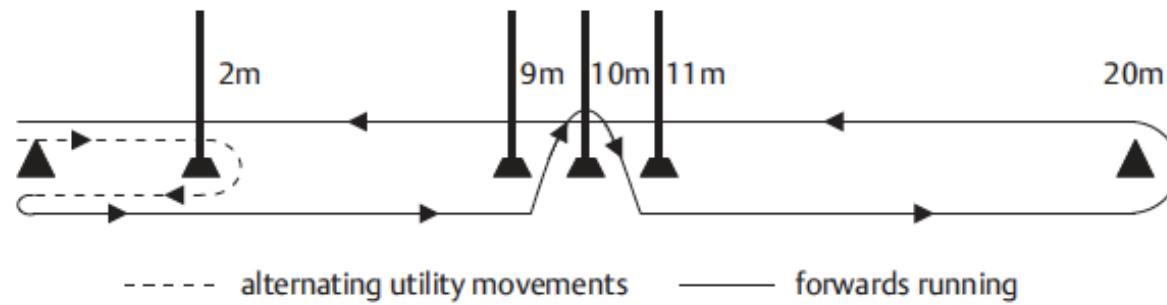


Figure 2: diagram of the SAFT⁹⁰ field course (Small et al.)



Figure 3: recovery position (same in the two groups LFES and PR), on benches in a reclined position with feet on the ground.

Figure

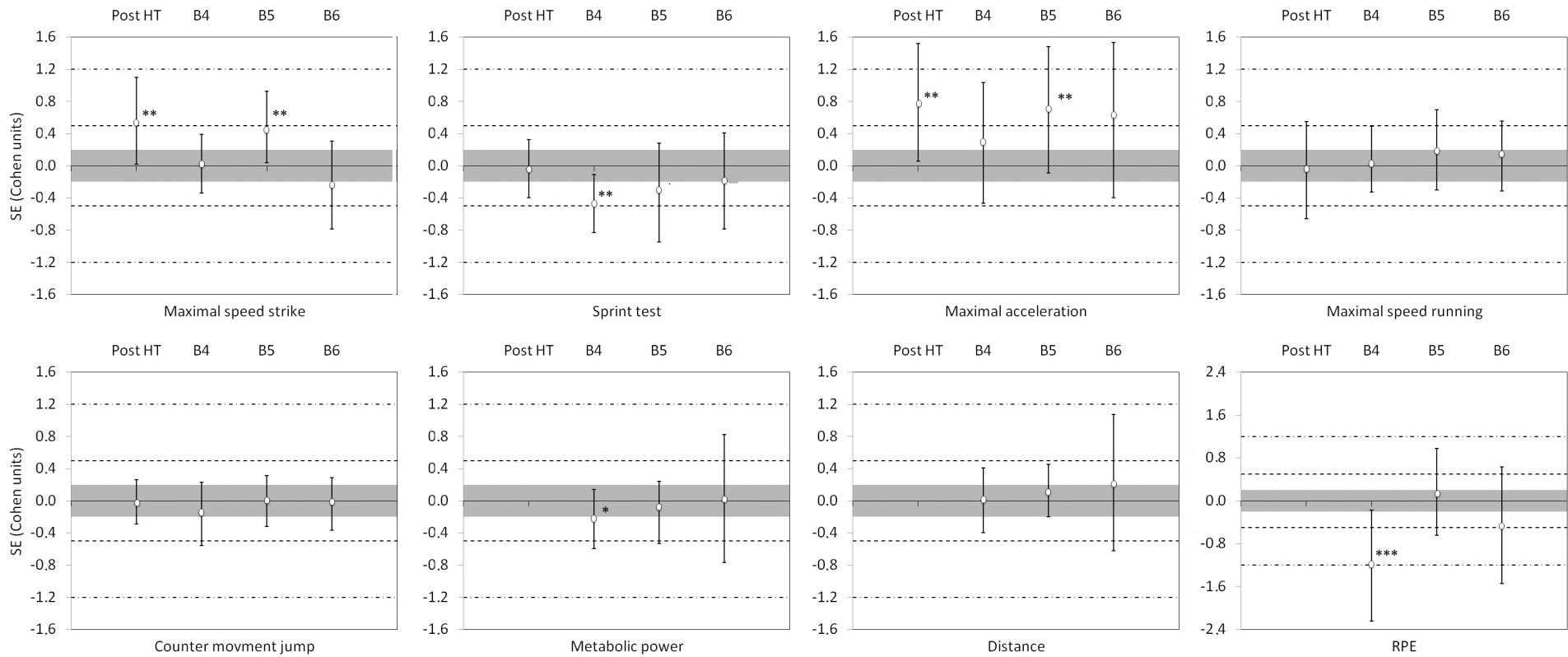
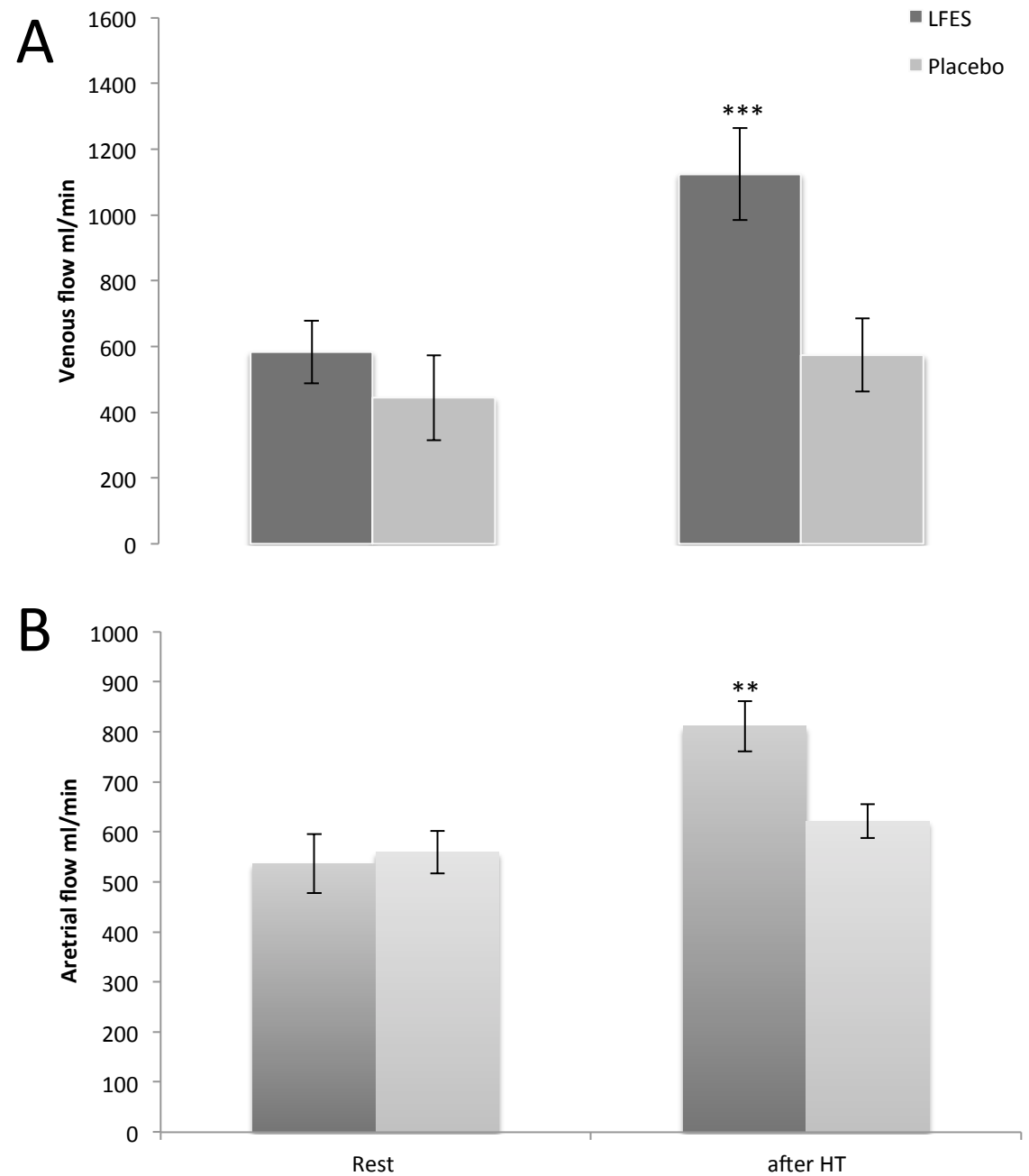


Figure 4: between group evolution difference
* Possibly effect, ** likely effect, and *** very likely effect

Figure

Figure 5: lower limb blood flow (ml/min \pm SEM) (A: venous flow, B arterial flow) evolution between rest (Rest) and half time (HT) in the two groups (LFES group and Placebo group)

* Possibly effect, ** likely effect, and *** very likely effect



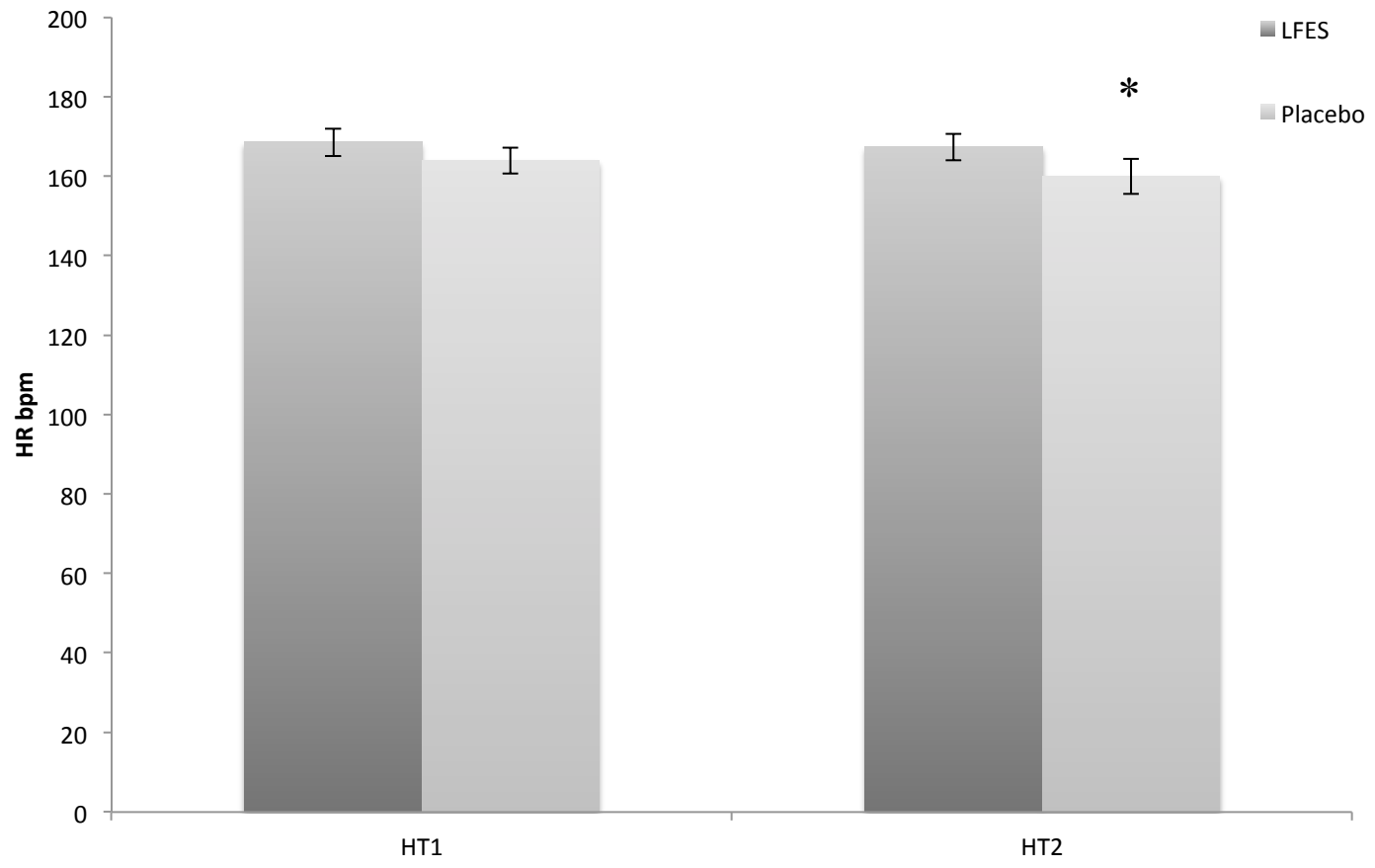


Figure 6: Heart Rate (bpm \pm SEM) evolution) between first half (HT1) and second half (HT2) in the two groups (LFES group and Placebo group)

* Possibly effect, ** likely effect, and *** very likely effect

Figure

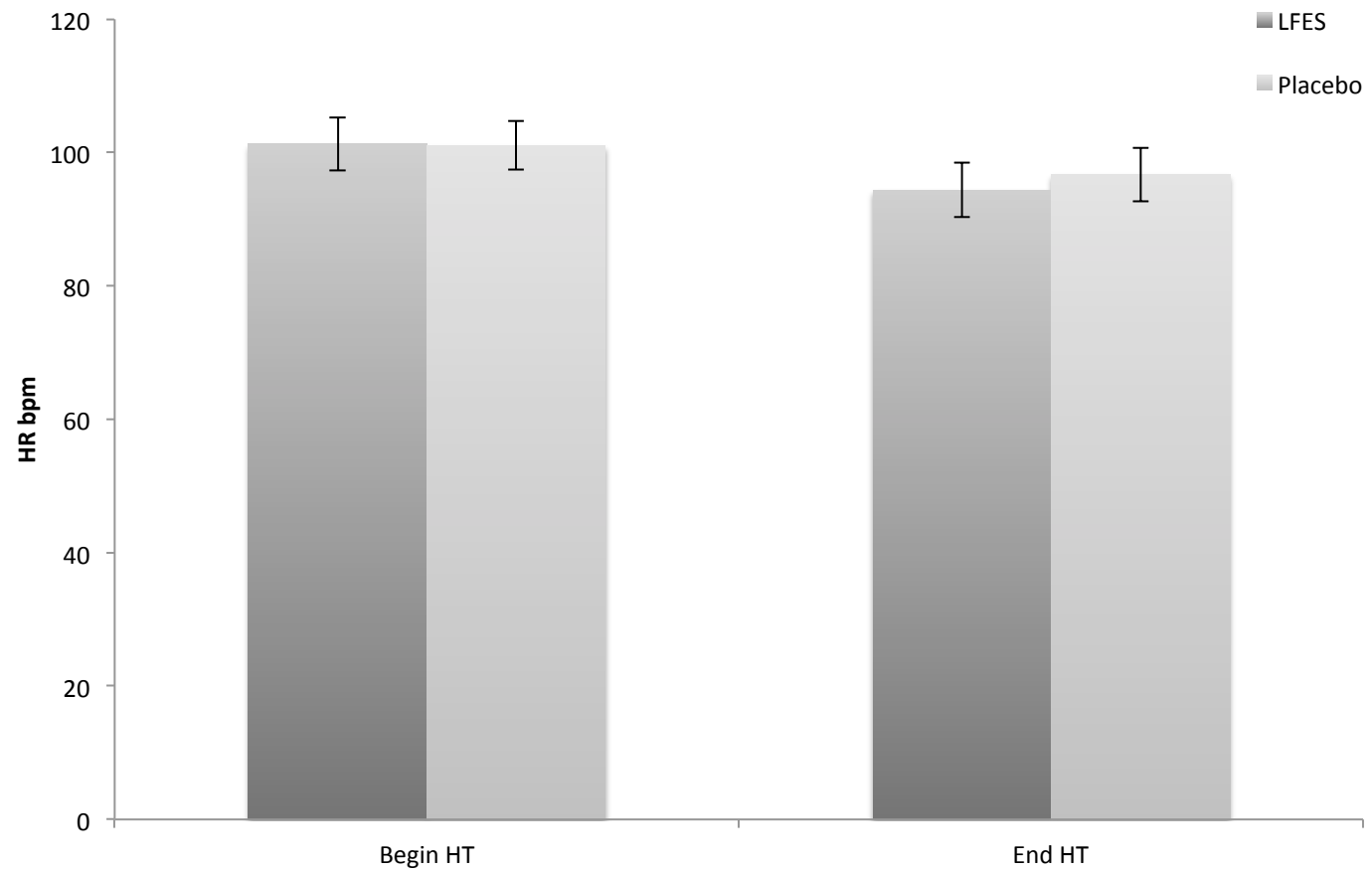


Figure 7: Heart Rate (bpm \pm SEM) evolution between the begin of half-time (Begin HT) and the end of half-time (End HT) in the two groups (LFES group and Placebo group)

* Possibly effect, ** likely effect, and *** very likely effect

Figure

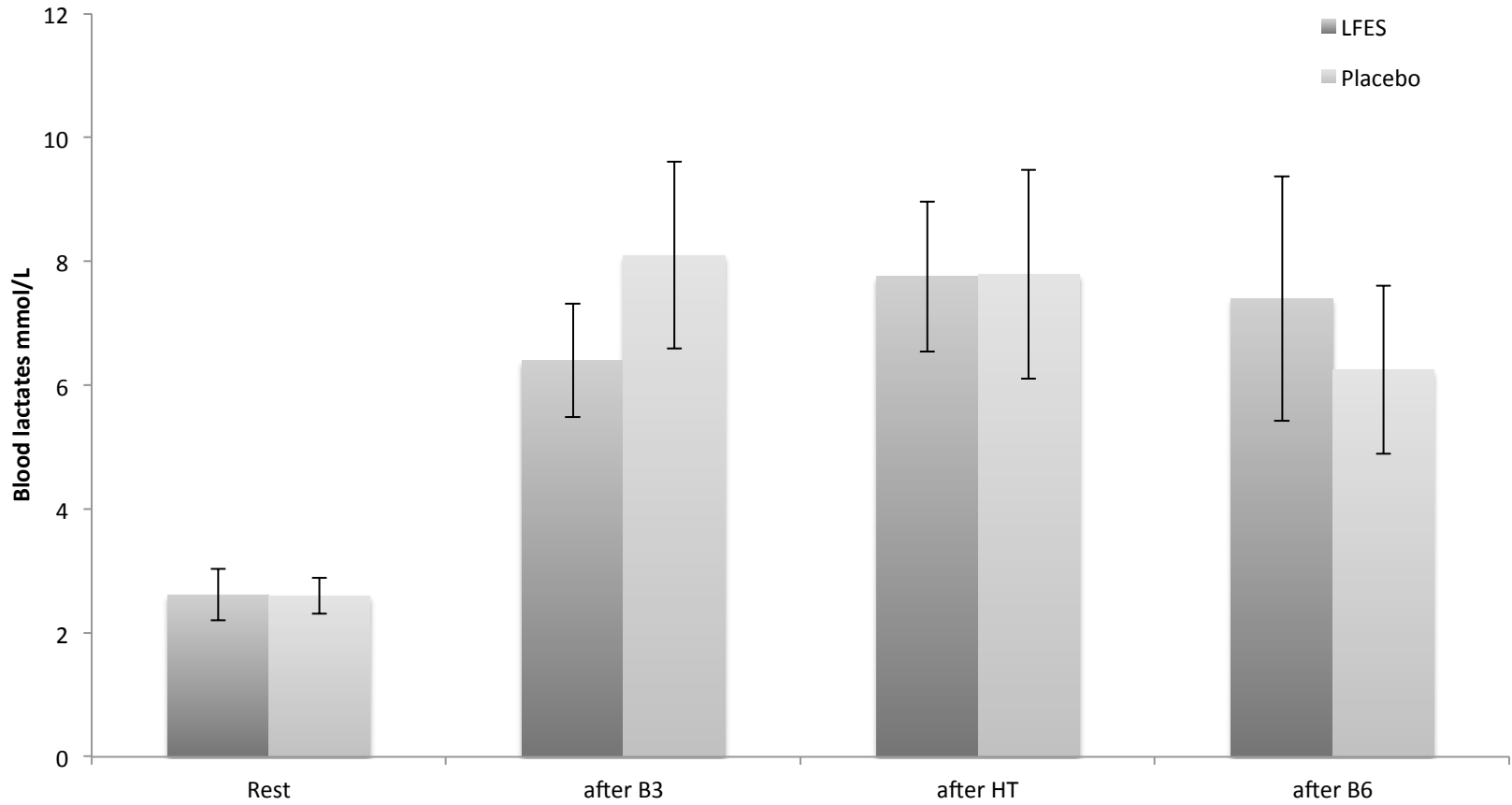


Figure 8: blood lactates (mmol/l \pm SEM) evolution at the beginning (Rest – Post HT) and at the end (Post B3, Post B6) of each period in the two groups (LFES group and Placebo group).

Exercice, veines et maladie veineuse chronique : effets de l'exercice et des conditions de récupération

Mots clés : veine, maladie veineuse chronique, activité physique, récupération

Résumé : Le rôle du réseau veineux est central dans la fonction cardiovasculaire, pourtant, au regard de la littérature scientifique, il apparaît comme le « parent pauvre » comparé au cœur ou au réseau artériel. Ce constat vaut aussi bien pour la compréhension de l'hémodynamique veineuse que pour l'analyse physiopathologique de la maladie veineuse chronique en général et plus particulièrement lorsque le lien est fait avec la situation d'exercice. Nos différentes investigations avaient pour buts d'une part de mieux comprendre les adaptations du système veineux lors de l'activité physique et lors de la phase de récupération post-exercice et d'autre part d'évaluer l'impact de la maladie veineuse chronique sur l'activité physique et réciproquement. Pour cela nous avons étudié les effets aigus de l'activité physique sur le fonctionnement de l'hémodynamique veineuse (évaluation de la pompe veineuse surale), et les effets de différentes méthodes de récupération (compression, immersion, électro stimulation neuro musculaire). Par ailleurs nous avons exploré les conséquences de la pathologie veineuse sur la réalisation d'une activité physique à travers l'analyse de la claudication veineuse. Les principaux résultats de nos travaux ont permis de mieux appréhender les adaptations de l'hémodynamique veineuse liées à l'exercice chez le sujet sain d'une part et de mieux comprendre les conséquences

physiopathologiques de l'hyper pression veineuse sur la microcirculation chez le sujet atteint d'une pathologie veineuse. Ils ont également apporté une meilleure compréhension de la phase de récupération post-exercice et des effets bénéfiques des méthodes de récupération sur la performance et sur les adaptations vasculaires. L'interdépendance entre les différents secteurs (cœur, artères, microcirculation, veines) du système cardiovasculaire est un élément essentiel mis en évidence dans nos différents travaux. Ainsi, nous avons démontré que l'hémodynamique veineuse ne pouvait être analysée de manière isolée, mais au contraire, qu'elle devait être évaluée dans sa globalité, en mesurant les implications sur le remplissage cardiaque en aval et sur les échanges au niveau tissulaire en amont, et en recherchant la part du réseau splanchnique et celle du réseau des membres aux propriétés bien différentes sur le retour veineux systémique.

En conclusion, nous avons comblé une partie des lacunes de la littérature en permettant une meilleure appréhension des relations veines, exercice physique, récupération et pathologie veineuse. Cependant, des interrogations persistent concernant la méthodologie à mettre en place pour l'évaluation du réseau veineux et les effets chroniques de la pratique intensive d'une activité physique sur la maladie veineuse chronique.

Exercise, veins and chronic venous disease: effects of exercise and recovery conditions

Keywords : veins, chronic venous disease, physical activity, recovery

The role of the venous system is central to cardiovascular function, yet, in terms of scientific literature, it appears to be the "poor relation" compared to the heart or arterial system. This is true both for the physiological understanding of venous hemodynamics and for the pathophysiological analysis of chronic venous disease and more particularly when the link is made with exercise. The aim of our investigations was to better understand the adaptations of the venous system during physical activity and during the post-exercise recovery period and, to evaluate the impact of chronic venous disease on physical activity and vice versa. We have studied the acute effects of physical activity on venous hemodynamics (evaluation of the calf venous pump), and the effects of various recovery methods (compression, immersion, calf low frequency electrical stimulation), and we have also explored the consequences of chronic venous disease upon physical activity through the analysis of venous claudication. The main results of our work enabled a better understanding of the adjustments in venous hemodynamics linked to exercise in healthy subjects and to better understand

the pathophysiological consequences of high venous pressure on the microcirculation of patients with chronic venous disease. Our findings also provide a detailed understanding of venous hemodynamics during post-exercise recovery and the positive effects of recovery methods on both performance and vascular adjustments. The interdependence of the different organs and tissues (heart, arteries, microcirculation, veins) of the cardiovascular system is an essential element highlighted in this work. Thus, we demonstrated that venous hemodynamics could not be analyzed in isolation, but rather that it should be assessed as a whole by measuring implications on cardiac filling and on tissue exchange, and looking for the part of the splanchnic system and limbs system on systemic venous return. In conclusion, we have filled some of the gaps in the literature by examining the relationships between veins, physical exercise, recovery and venous pathology. However, questions remain regarding the methodology to be implemented for the evaluation of the venous system and the chronic effects of the intensive physical activity practice on the chronic venous disease prevalence.