



HAL
open science

Etude de la composition corporelle par impédancemétrie sur des adultes et des enfants sains et pathologiques.

M.V. Moreno

► **To cite this version:**

M.V. Moreno. Etude de la composition corporelle par impédancemétrie sur des adultes et des enfants sains et pathologiques.. Sciences de l'ingénieur [physics]. Université de Technologie de Compiègne, 2007. Français. NNT: . tel-00282690

HAL Id: tel-00282690

<https://theses.hal.science/tel-00282690>

Submitted on 28 May 2008

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
MAJEURE GENIE BIOMEDICAL

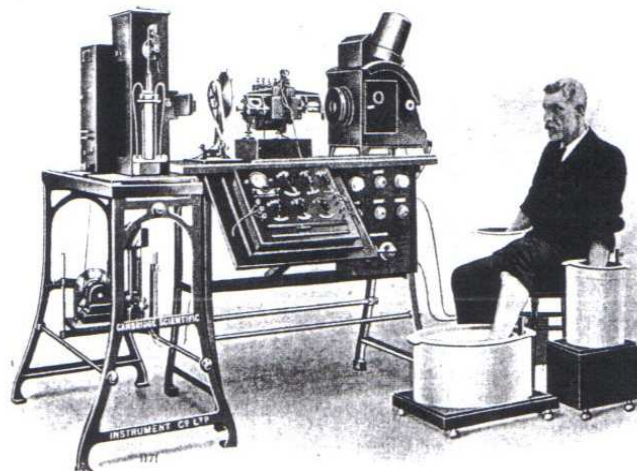
MARIE-VALERIE MORENO

ETUDE DE LA COMPOSITION CORPORELLE PAR IMPEDANCEMETRIE SUR DES ADULTES ET DES ENFANTS SAINS ET PATHOLOGIQUES

UMR-CNRS 6600
UNIVERSITE DE TECHNOLOGIE DE COMPIEGNE (UTC)
LABORATOIRE BIOMECHANIQUE ET GENIE BIOMEDICAL
CENTRE DE RECHERCHE DE ROYALLIEU
60200 COMPIEGNE

18 Octobre 2007

DIRECTEUR DE THESE : PR. M.Y. JAFFRIN



JURY :

Pr. Bernard Boudailliez (Président du Jury : responsable service des grands enfants : CHU Nord d'Amiens)

Pr. Pierre Portero (Rapporteur : UMR-INSERM 731 : Hôpital Rothschild / Université de Créteil)

Dr Djamel Djeddi (Service des grands enfants : CHU Nord d'Amiens)

Mme Bénédicte Simond (Responsable R&D long terme service pesage : société TEFAL)

Dr Joseph Orlinski (Service de la valorisation et des relations entreprises : UTC)

Pr. M.Y. Jaffrin (UMR-CNRS 6600 : UTC)

A Edu, Elea...

Vierto el mar en vesubio
mientras el voragine ufana lo lúdico
se escucha al lirio expresar un verso suyo
y el sol se esconde para litar su llanto entre la lluvia.

Como vodevil se escucha a una zura
volando entre zocatos se esparcen sus plumas
se llena de relente la espumosa bruma
mientras se enarca el agua sobre la luna.

Misivo corre hacia la mira
el silvar del viento sin primacia
una umbela boga al comenzar el día
y los alectos se mueven junto a la orilla.

Ciann

REMERCIEMENTS

Ce travail a été mené à son terme grâce à de très nombreuses personnes dont je ne pourrais faire ici la liste exhaustive. Je témoigne cependant ma plus profonde reconnaissance à tous ceux qui m'ont soutenue, aidée, encouragée et encadrée.

Je tiens à exprimer ma reconnaissance aux professeurs Bernard Boudailliez et Pierre Portero pour avoir accepté la charge de rapporteur. Je les remercie très sincèrement pour leur gentillesse et leur humanité. Je tiens à remercier aussi Mme Simond d'avoir accepté d'être membre du jury de cette thèse et de nous avoir permis d'enrichir ce travail, et de nous avoir ouvert de nouvelles perspectives.

Je tiens à remercier le professeur Michel Jaffrin qui est à l'origine de ce thème de recherche et qui m'a permis de faire cette thèse. Sa disponibilité, son enthousiasme et son accompagnement ont permis de mener à bien ce travail. Je tiens aussi à lui exprimer ma sincère gratitude pour m'avoir laissé un espace de liberté, me permettant de porter un projet de création d'entreprise, de faire des enseignements ou encore de participer à la vie administrative de l'établissement.

J'ai particulièrement apprécié mes travaux au sein du milieu hospitalier, que ce soit au CHU d'Amiens auprès du Dr Djeddi, au centre gériatrique Emile Roux auprès du Dr Bouillanne, ou encore au Centre d'Imagerie Médicale Avancée de l'hôpital de Compiègne auprès du Dr Krief. Leur gentillesse, leur compréhension et leur accompagnement m'ont beaucoup appris. Le travail auprès des jeunes filles anorexiques et du Dr Djeddi a été très enrichissant.

Un remerciement tout particulier à Joseph Orlinski, responsable du service « dynamique innovation », pour son accompagnement au cours de ces quatre années quant à mon projet de création d'entreprise. Il a su me montrer des routes à suivre tout en respectant mes choix, il a su être présent pour m'aider à franchir de nombreux obstacles. Au-delà de ces qualités de manager, ses qualités humaines m'ont apporté beaucoup de réconfort. Merci Jo, pour tout...

Un autre remerciement tout particulier à Arnaud Vannicatte, responsable de la section « Sport Elite », pour son soutien infaillible et toute l'aide qu'il a apporté au niveau des études sportives comme de l'évolution du projet de création d'entreprise. Ses qualités humaines m'ont, elles aussi, apporté beaucoup de réconfort. Merci à toi aussi Arnaud et à ton frère Yoann bien sûr pour son apport.

Merci au Conseil Régional de Picardie (pôle Génie Biomédical) et au Fond Social Européen pour leur soutien.

Je tiens aussi à remercier l'Université de Lille et en particulier Serge Berthoin pour son accueil humain et scientifique, l'Université de Savoie pour leur aide technique, l'Institut de Myologie du

CHU de Saint Etienne pour leur accueil et leur apport scientifique, la région Rhône-alpes pour son soutien financier et l'incubateur de Grenoble, en particulier Claude Bouaziz-Viallet et Virginie Amblard pour leur écoute, leur compréhension, leur soutien et leur accompagnement.

Un remerciement tout particulier au service électronique de l'UTC pour leur disponibilité, leur gentillesse et leur compréhension. Plus particulièrement, merci à M. et Mme Vanhoutte pour tout ce qu'ils ont pu faire pour moi depuis mon DEA.

Je tiens à remercier avec une attention toute particulière, mon conjoint, pour son soutien, son aide, son attention, sa compréhension, son affection, et toutes les tâches qu'il a du assumer pour que je puisse finir de rédiger ma thèse.

Merci à mes deux « pré rapporteuses », Leslie et Edith, pour toutes les heures qu'elles ont passé à lire cette thèse et pour toutes les corrections qu'elles y ont apportées.

Un grand merci à toutes les personnes qui m'ont entourée durant cette thèse, amis, collègues, personnels administratifs... Merci pour tous ces bons moments, discussions, rires, repas, merci à vous tous : Marianne, Yannick, Matthieu, Roland, Etienne, Hélène, Valentina, Omar, Erik, Sandy, Mounir, Johann, Peiyuan, Tu, Anne-Virginie, Agnès, Chantal, Alain, Martine, Brigitte, Isabelle, Catherine...

Merci à tous mes étudiants pour les bons moments passés ensemble et tout particulièrement à ceux que j'ai pu encadrer.

Enfin merci à tous les volontaires de s'être prêtés à toutes nos expériences, et une pensée particulière pour toutes les jeunes filles qui ont bien voulu, avec beaucoup de gentillesse, participer à nos études.

TABLE DES MATIERES

NOTATIONS.....	P.5
INTRODUCTION.....	P.8

1. REVUE BIBLIOGRAPHIQUE

1.1. LES COMPARTIMENTS HYDRIQUES.....	P.11
1.1.1. Le compartiment extracellulaire	p.12
1.1.2. Le compartiment Intracellulaire.....	p.12
1.1.3. Exploration des compartiments hydriques et mesure des volumes en eau.....	p.13
1.1.3.1. Les méthodes de dilution.....	p.14
1.1.3.2. Les méthodes anthropométriques.....	p.14
1.1.3.3. Les méthodes d'impédancemétrie.....	p.15
1.2. LES COMPARTIMENTS TISSULAIRES.....	P.23
1.2.1. Le modèle à deux compartiments.....	p.23
1.2.2. Le modèle à trois compartiments.....	p.24
1.2.3. Exploration des compartiments tissulaires et mesure des masses corporelles.....	p.25
1.2.3.1. Les méthodes anthropométriques.....	p.25
1.2.3.2. Les méthodes basées sur la densité corporelle.....	p.29
1.2.3.3. Les méthodes utilisant des dispositifs rayonnants.....	p.30
1.2.3.4. Mesure de la MNG via la mesure du potassium total du corps (TBK).....	p.32
1.2.3.5. La masse cellulaire BCM (Body Cell Mass).....	p.32
1.2.3.6. Comparaison des méthodes pour l'obtention de la composition corporelle.....	p.32
1.3. LA COMPOSITION CORPORELLE ET SES APPLICATIONS.....	P.33
1.3.1. L'anorexie mentale.....	p.33
1.3.1.1. Le diagnostic de l'anorexie mentale.....	p.34
1.3.1.2. Les stratégies thérapeutiques.....	p.34
1.3.1.3. Les effets de cette pathologie sur la composition corporelle.....	p.35
1.3.2. La dénutrition et ses effets.....	p.36
1.3.3. La détection et la quantification de la dénutrition.....	p.37
1.3.4. D'autres applications de l'étude de l'état nutritionnel et hydrique.....	p.39
1.4. CONCLUSION DU CHAPITRE 1.....	P.40

2. MATERIELS ET METHODES

2.1. LES APPAREILLAGES.....	P.42
2.1.1. L'impédancemètre XITRON Hydra 4200®.....	p.42
2.1.2. Le prototype TEFAL.....	p.45
2.1.3. Notre référence pour la mesure des tissus : le DEXA.....	p.46
2.1.4. L'ANALYCOR® de la société Eugédia-Spengler (Paris).....	p.49

2.2. LES PRINCIPAUX PROTOCOLES EXPERIMENTAUX.....	P.49
2.2.1. Etude de l'état nutritionnel d'adolescents anorexiques au CHU Nord d'Amiens.....	p.49
2.2.2. Développement de nouvelles fonctionnalités pour le prototype.....	p.51
2.3. NOS METHODES DE CALCUL.....	P.52
2.3.1. Calcul des volumes en eau	p.52
2.3.1.1. Calcul des volumes d'eau extracellulaire.....	p.52
2.3.1.2. Calcul des volumes en eau totale.....	p.53
2.3.2. Calcul des tissus.....	p.53
2.3.2.1. Estimation de la masse non grasse.....	p.53
2.3.2.2. Prédiction de paramètres nutritionnels corps entier et segmentaires pour le prototype.....	p.54
2.3.2.3. Estimation de la masse musculaire pour le corps entier.....	p.55
2.3.2.4. Estimation des masses cellulaires BCM.....	p.55
2.4 STATISTIQUES.....	P.57

3. DEVELOPPEMENT DE NOUVELLES FONCTIONNALITES POUR UN PROTOTYPE DE PESE-PERSONNE IMPEDANCEMETRE (PPI)

3.1. MESURE DE PARAMETRES HYDRIQUES.....	P.59
3.1.1. Détermination du volume d'eau totale V_{t_t} par un pèse-personne impédancemètre.....	p.59
3.1.1.1. Comparaison des résistances à haute fréquence R_{inf_t} et $R_{inf_{ppx}}$ du prototype et du XITRON.....	p.59
3.1.1.2. Mesure de l'eau totale par le prototype.....	p.60
3.1.1.3. Validation de la méthode par comparaison avec la méthode de dilution au deutérium.....	p.61
3.1.1.4. Conclusion.....	p.63
3.1.2. Détermination d'un indice de déshydratation	p.64
3.1.2.1. Etude des variations de composition corporelle mesurées avec le prototype.....	p.65
3.1.2.2. Comparaison entre le prototype et le XITRON, notre référence.....	p.69
3.1.2.3. Conclusion.....	p.70
3.2. DEVELOPPEMENT DE PARAMETRES NUTRITIONNELS.....	P.70
3.2.1. Prédiction du contenu minéral osseux par le prototype.....	p.71
3.2.2. Prédiction de la masse maigre et musculaire par le prototype.....	p.75
3.2.2.1. Estimation de la masse maigre et de la masse musculaire corporelle.....	p.75
3.2.2.2. Prédiction de la masse maigre des jambes par le prototype.....	p.78
3.2.2.3. Prédiction de la masse maigre des bras par le prototype.....	p.80
3.2.2.4. Comparaison entre la somme des masses maigres des membres et la masse musculaire de Wang.....	p.81
3.2.2.5. Conclusion.....	p.82
3.3. CONCLUSION DU CHAPITRE 3.....	P.83

4. SUIVI DE L'ETAT NUTRITIONNEL D'ENFANTS ET D'ADULTES ATTEINTS DE TROUBLES DE LA COMPOSITION CORPORELLE

4.1. DETECTION ET QUANTIFICATION DE LA SURCHARGE HYDRIQUE PAR BIOIMPEDANCE CHEZ DES PATIENTS SOUFFRANT D'INSUFFISANCE VEINEUSE OU D'OEDEMES.....	P.85
4.1.1. Etude de la fiabilité du prototype pour ce type de population.....	p.85
4.1.2. Etude d'une population d'insuffisants veineux.....	p.86
4.1.3. Application au suivi d'un patient souffrant d'insuffisance cardiaque.....	p.88
4.1.4. Application à une patiente souffrant d'un œdème localisé sur le bras droit	p.90
4.1.5. Conclusion.....	p.91
4.2. SUIVI DE PATIENTES ATTEINTES D'ANOREXIE MENTALE A L'HOPITAL NORD D'AMIENS.....	P.92
4.2.1. Etude de la fiabilité de plusieurs méthodes d'impédance pour mesurer la composition corporelle	p.92
4.2.1.1. Comparaison des volumes d'eau extracellulaire, intracellulaire et d'eau totale mesurés par le XITRON et le prototype chez nos patientes AN et nos adolescentes témoins....	p.92
4.2.1.2. Comparaison des MNGs et MGs mesurées par DEXA et différentes méthodes d'impédancemétrie chez nos patientes et nos témoins.....	p.95
4.2.1.3. Comparaison de l'état hydrique chez nos adolescentes AN et nos témoins.....	p.97
4.2.1.4. Estimation du Contenu Minéral Osseux (CMO) chez nos adolescentes anorexiques.....	p.98
4.2.1.5. Comparaison des masses cellulaires BCMs calculées par différentes méthodes d'impédance.....	p.99
4.2.1.6. Conclusion.....	p.101
4.2.2. Application au suivi de la renutrition de certaines de nos adolescentes anorexiques...p.101	
4.2.2.1. Observation des variations de composition corporelle au cours de la renutrition.....	p.101
4.2.2.2. Paramètres de suivi de la renutrition et de la détection de la dénutrition.....	p.104
4.2.3. Conclusion.....	p.107
4.3. EVALUATION DE L'ETAT NUTRITIONNEL DE PERSONNES AGEES AU CENTRE DE GERIATRIE DE L'HOPITAL EMILE ROUX.....	P.109
4.3.1. Caractéristiques générales des sujets.....	p.109
4.3.2. Analyse de l'ANALYCOR® de la société EUGEDIA.....	p.109
4.3.3. Comparaison de l'état nutritionnel des sujets obtenu par différentes méthodes d'impédancemétrie et par DEXA.....	p.112
4.3.4. Analyse de l'état hydrique des sujets par le XITRON modifié avec notre nouvelle méthode.....	p.113
4.3.5. Quantification de l'état de dénutrition de notre population de sujets âgés.....	p.114
4.3.6. Conclusion.....	p.115
4.4. CONCLUSION	P.116

CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES.....	P.117
REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....	P.119
PUBLICATIONS ET COMMUNICATIONS ISSUES DE CE TRAVAIL.....	P.124
ANNEXES.....	P.126
RESUMES.....	P.138

NOTATIONS

Indices

x relatif au XITRON Hydra 4200[®]

t relatif au prototype TEFAL, issu de la version commerciale « Bodymaster Vision[®] », modifiée pour donner les résistances des compartiments hydriques

d relatif au DEXA

n relatif au XITRON utilisant la nouvelle méthode

a relatif à l'ANALYCOR[®] de la société EUGEDIA

Propriétés électriques

Z impédance en ohm

R résistance en ohm

X réactance en ohm

X_{cp} réactance équivalente en ohm

R_{50kHz} résistance obtenue à 50kHz en ohm

X_{50kHz} réactance obtenue à 50kHz en ohm

C_m capacité en farad

f fréquence en hertz

ω pulsation hertz.rad⁻¹

α phase en degré à 50kHz

R_e résistance du compartiment extracellulaire en ohm

R_{e_{pp}} résistance du compartiment extracellulaire en ohm pour des mesures de pied à pied

R_i résistance du compartiment intracellulaire en ohm

R_{inf} ou R[∞] résistance du compartiment total en ohm

R_{inf_{pp}} ou R^{∞_{pp}} résistance du compartiment total en ohm pour des mesures de pied à pied

ρ_e résistivité du compartiment extracellulaire en ohm/m

ρ_i résistivité du compartiment intracellulaire en ohm/m

ρ_∞ résistivité du compartiment totale en ohm/m

Volumes hydriques

V_t Volume d'eau totale en litre

V_e Volume d'eau extracellulaire en litre

V_i Volume d'eau intracellulaire en litre

V_{int} volume d'eau interstitiel en litre

V_{e_{pex}} volume d'eau extracellulaire en litre, extrapolé des jambes au corps entier à partir de R_{e_{ppx}}

ECW extracellular water ou eau extracellulaire

TBW total body water ou eau totale

ICW intracellular water ou eau intracellulaire

Th_{MNG} taux d'hydratation de la masse non grasse en pourcentage

Th_{corps} taux d'hydratation du corps en pourcentage

V_c volume du corps en litre

V_r volume d'air résiduel dans les poumons en litre

V_{t_w} volume d'eau totale selon Watson

$^H V_t$ volume d'eau totale selon Hume

I_r indice de répartition hydrique issu des données brutes d'impédance

Tissus

MNG Masse Non Grasse en kg

MG Masse Grasse en kg

MM Masse Maigre en kg

MM_{mb} somme des masses maigres des membres en kg

M_{mus} Masse musculaire en kg

BCM masse cellulaire en kg

ECM extracellular mass ou masse extracellulaire en kg

CMO Contenu Minéral Osseux en kg

M_{mus_w} Masse musculaire de Wang en kg

BCM_l masse cellulaire de Leweling en kg

BCM_k masse cellulaire de Kotler en kg

BCM_w masse cellulaire de Wang en kg

TBK potassium total du corps en mmol

TBPro masse totale des protéines du corps

BCM_{pro} masse de protéines de la BCM en kg

Divers

W ou M_c ou W_c poids en kg

H taille en cm

D_c ou D_b densité du corps en Kg/l

K_b coefficient de morphologie développé par De Lorenzo sans unité

C concentration des éléments non conducteurs dans les fluides corporels

j relatif aux jambes

b relatif aux bras

t relatif au tronc

PPI Pèse-Personne Impédancemètre

AN patientes anorexiques

T témoins

♂ relatif aux hommes

♀ relatif aux femmes

g relatif au coté gauche du corps

d relatif au coté droit du corps

Moy. Moyenne

DS écart-type

p probabilité des régressions linéaires graphiques

P test de Student

Légende des figures

O Femmes saines

■ Hommes sains

Δ Patientes AN

■ Adolescentes témoins

- - - - Régression linéaire des femmes saines et des patientes anorexiques

_____ Régression linéaire des hommes sains et des adolescentes témoins

-- -- -- Bissectrice ou ligne unité

INTRODUCTION

L'anorexie mentale est issue de troubles psychologiques qui sont associés à des troubles du comportement alimentaire. Peu à peu, cette pathologie amène le patient dans un état de dénutrition sévère. Cette maladie, qui touche essentiellement des jeunes filles entre 10 et 18 ans, est en forte hausse dans tout le monde occidental [1]. Certaines théories présentent cette maladie dans la lignée des comportements d'addiction, au même titre que la prise de certaines drogues.

Cet état de dénutrition a des effets néfastes sur la croissance, le système respiratoire ou immunitaire, les muscles... Il est donc intéressant de pouvoir détecter et quantifier la dénutrition, mais surtout de suivre l'évolution de l'état nutritionnel.

Les outils pour quantifier un état de dénutrition sont aujourd'hui réduits, pour la plupart des praticiens, à la mesure du poids et de la taille. Or, ceci n'est pas suffisant. Une hausse de certains éléments dans le corps peut cacher une baisse pour d'autres. Il faut donc pouvoir explorer l'ensemble de la composition du corps et de ses variations pour être plus précis. Pour se faire, il existe de nombreuses méthodes, mais elles sont souvent lourdes à mettre en œuvre, coûteuses ou incomplètes ; les informations fiables apportées étant souvent soit hydriques, soit tissulaires. L'impédancemétrie est une méthode prometteuse de part sa facilité d'utilisation et sa rapidité. Mais elle est encore controversée dans le milieu médical, par le manque de validation pour certaines maladies notamment.

Ce travail de thèse a plusieurs objectifs. Tout d'abord, nous aimerions apporter des outils d'aide au diagnostic de la dénutrition et à son suivi, principalement chez les adolescentes atteintes d'anorexie mentale. Nous souhaitons ensuite élargir ces méthodes à la détection de la dénutrition chez des personnes âgées, en vue d'une application pour combattre la dénutrition hospitalière. En outre, nous voulons valider la fiabilité d'un pèse-personne impédancemètre « nouvelle génération », rapide et simple d'utilisation, pour nos populations de malades, et développer de nouvelles fonctionnalités, telles que la mesure des volumes en eau, donnant ainsi accès, notamment, à l'hydratation. Enfin, nous voulons que ces années de travail puissent être rapidement utiles à des personnes extérieures au monde de la recherche, et notamment au personnel médical. Ce type de méthodologies ou d'appareillages ne pourra jamais remplacer l'expérience du médecin, le souhait étant ici d'apporter un outil supplémentaire d'aide au diagnostic médical.

Pour ce faire, nous effectuerons des mesures expérimentales sur des personnes souffrant d'œdèmes. Ceci nous permettra de valider la fiabilité de l'impédancemétrie pour cette population et d'étudier de nouveaux paramètres pour quantifier, situer et suivre un œdème. Tout sujet dénutri développant souvent des surcharges hydriques, ces premières données seront précieuses pour la suite de nos travaux. Nous étudierons ensuite une population de jeunes adolescentes anorexiques pour évaluer notre capacité à quantifier et suivre de manière fiable et précise leur état de dénutrition, afin d'apporter des informations supplémentaires au personnel médical.

Cette thèse comprend cinq chapitres. Le chapitre 1 décrit les compartiments hydriques et tissulaires du corps ainsi que les méthodes pour les explorer. Une attention particulière est donnée aux méthodes d'impédancemétrie. Nous présenterons ensuite l'anorexie mentale et les effets de la dénutrition.

Le chapitre 2 expose le matériel utilisé ainsi que les protocoles et les équations que nous avons mises au point au cours de nos études.

Le chapitre 3 présente les nouvelles fonctionnalités que nous développons et validons pour un prototype de pèse-personne impédancemètre.

Le chapitre 4 présente nos études cliniques effectuées sur diverses populations (patients souffrant d'œdèmes, adolescentes anorexiques et personnes âgées). Il expose nos recherches de nouveaux indices afin d'analyser la répartition des fluides et la fiabilité de certains indicateurs pour quantifier et suivre la dénutrition.

Enfin, le chapitre 5 expose la valorisation de ces études. Il retrace le développement et la validation d'un nouvel impédancemètre polyvalent pour le milieu professionnel sportif et médical. Il décrit aussi brièvement la naissance de la société BioparHom qui permettra de valoriser et commercialiser dans les milieux sportifs et médicaux, dans un premier temps, ce nouvel appareil issu des résultats obtenus dans ces études, ainsi que de la nouvelle méthode mise au point par le laboratoire. Ce chapitre est confidentiel car il décrit les bases d'une nouvelle société.

1. REVUE BIBLIOGRAPHIQUE

Le corps humain se compose macroscopiquement d'éléments de densité et de nature très différentes tels que la graisse, les os, les protéines, l'eau.... Chez l'homme sain, ces éléments sont maintenus dans des proportions constantes, une anomalie dans leur répartition permettra donc de déceler des risques de pathologies ou les pathologies elles-mêmes comme par exemple l'obésité, la dénutrition ou encore des œdèmes.

Pour pouvoir étudier la composition corporelle, le corps a été modélisé. Le modèle le plus ancien est le modèle anatomique. Il sépare le corps en différents tissus (tissu musculaire, tissu adipeux, organes...). Ce modèle est dit descriptif et permet de comprendre l'organisation spatiale des différents constituants et leurs niveaux d'interconnexions. Les progrès de l'imagerie médicale ont renouvelé l'intérêt de ce modèle. La référence à la notion de tissu permet certaines approches quantitatives. Ainsi, pour un homme jeune sain, le muscle représente 44,7% du poids corporel, le tissu adipeux 15% et le tissu osseux 14,9% [2].

Le modèle biochimique sépare les composants de l'organisme en fonction de leurs propriétés chimiques : l'eau, les lipides, les protéines, les glucides, les minéraux... Ainsi, l'azote corporel correspond presque uniquement aux protéines, le calcium et le phosphore à l'os, le carbone aux lipides (les glucides étant comparativement très peu abondants). Les données biochimiques directes sur la composition corporelle de l'organisme humain sont cependant très limitées car elles ne peuvent être issues que d'études post mortem. L'étude de cadavres permet en revanche d'observer la densité moyenne de la masse grasse et de la masse maigre, l'hydratation moyenne du corps humain ; paramètres qui ont servi de références à différentes méthodes d'étude de la composition corporelle.

Le modèle physiologique permet d'introduire la notion de compartiments. Un compartiment regroupe des composants corporels fonctionnellement liés entre eux, indépendamment de leur localisation anatomique ou de leur nature chimique. Les différentes méthodes d'impédancemétrie se basent sur ce modèle.

Nous présenterons dans une première partie les compartiments hydriques, leur composition, les méthodes d'exploration, puis de la même façon les compartiments tissulaires. Enfin, dans une dernière partie, nous aborderons l'anorexie mentale ainsi que plus largement, la dénutrition et ses effets.

1.1. LES COMPARTIMENTS HYDRIQUES

L'eau, et plus généralement, les liquides corporels composent les compartiments hydriques. Ce grand compartiment représente entre 43 et 59% du poids corporel pour une femme et entre 50 et 70% pour un homme. L'apport journalier en eau est d'environ 2550ml provenant des aliments pour 1000ml, des eaux de boissons pour 1200ml et du métabolisme pour 350ml. La perte journalière d'eau, de quantité équivalente à l'apport, provient des urines pour 1250ml, des selles pour 100ml, de la peau pour 850ml et des poumons pour 350ml [3].

Ce sont les liquides corporels qui assurent les échanges d'ions entre les différents tissus, mais aussi l'élimination des déchets. Ces échanges se font essentiellement par diffusion et par des mécanismes

actifs (canaux ioniques) de la part des membranes cellulaires. On distingue le compartiment extracellulaire comprenant les liquides interstitiels et le plasma (séparés par les parois des vaisseaux sanguins), et le compartiment intracellulaire qui comprend l'eau se situant à l'intérieur des cellules.

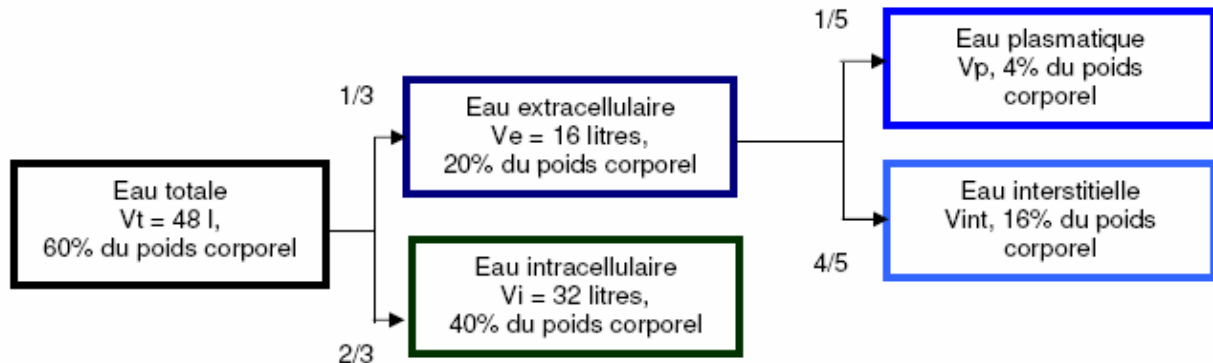


Figure 1.1 : répartition de l'eau corporelle

La figure 1.1 donne un exemple de répartition de l'eau corporelle pour un homme de 80kg en considérant les pourcentages donnés par la littérature [3]. Son volume d'eau total V_t est de 48 litres, qui se répartit en 32,2 litres de volume d'eau intracellulaire V_i , et 15,8 litres de volume d'eau extracellulaire V_e .

1.1.1. Le compartiment extracellulaire

La composition du compartiment extracellulaire dépend donc du contenu des compartiments plasmatique et interstitiel, soit : le plasma sanguin, la lymphe, la salive, l'humeur des yeux, le liquide cérébro-spinal ou encore les liquides de sécrétions intestinales... Le plasma sanguin se compose d'eau, de divers ions, principalement le sodium, et de protéines (en moyenne 75g/l chez un sujet sain). Les parois des vaisseaux sanguins ne permettent pas l'échange des protéines plasmatiques, mais celui de l'eau et des sels avec le liquide interstitiel. Le compartiment interstitiel correspond donc au liquide dans lequel baignent les cellules. Son rôle est essentiel pour les transferts entre les cellules et le sang. Il regroupe divers liquides dont la lymphe. Grâce aux échanges permanents et à la circulation du plasma, la composition du liquide interstitiel reste homogène. On y trouve là encore principalement du sodium.

1.1.2. Le compartiment intracellulaire

Le compartiment intracellulaire représente les éléments contenus dans toutes les cellules du corps dont les hématies du sang. La composition exacte du liquide intracellulaire est différente d'une cellule à l'autre, elle dépend de la fonction de la cellule et de ses besoins. Certaines caractéristiques sont qualitativement similaires comme les principaux ions tels que le potassium, le magnésium, les protéines et les phosphates organiques [4].

Les deux principaux compartiments hydriques sont donc séparés par les membranes cellulaires. Cette barrière, très sélective, contrôle le milieu intérieur de la cellule. Dans les liquides intracellulaires, les phosphates organiques et les protéines sont les principaux anions, le potassium et le magnésium les

principaux cations. La différence de concentration entre le liquide extracellulaire et les liquides intracellulaires résulte d'une accumulation d'ions dans les cellules, tels que le potassium et le magnésium, et d'une sortie active d'autres ions, tels que le sodium et le chlore. Ces différences de concentration entre l'intérieur et l'extérieur de la cellule sont maintenues par les canaux ioniques situés dans les membranes cellulaires. L'activité de ces canaux implique une polarisation des cellules.

Il existe un équilibre de la pression osmotique entre les compartiments. Une modification d'osmolarité extracellulaire entraîne un transfert d'eau entre les compartiments jusqu'à ce qu'un nouvel équilibre osmotique soit atteint. Le volume de chaque compartiment dépend donc de son contenu en éléments osmotiques, notamment en ions. Il est reconnu que le sodium est l'élément du compartiment extracellulaire qui a la plus grande influence sur l'osmolarité. Une perte ou un gain en sodium dans le compartiment extracellulaire entraîne alors un changement du volume cellulaire pour rétablir l'équilibre. Le taux de sodium est donc déterminant dans le processus de régulation des différents volumes d'eau corporelle. La modification du contenu ionique entraîne un changement de répartition de l'eau, la figure 1.2 montre les changements de volumes et de concentration des compartiments intra et extracellulaire lors de différentes modifications du contenu ionique ou aqueux.

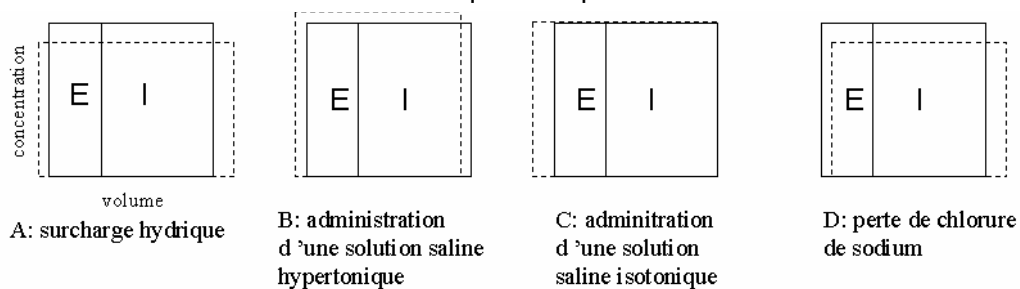


Figure 1.2 : changement dans les volumes et les concentrations osmolales des liquides intra (I) et extra (E) cellulaires lors de différentes modifications du contenu ionique ou aqueux. La largeur du compartiment indique le volume et la hauteur la concentration osmolale. L'état normal est représenté par des traits continus, les conséquences des modifications par des traits pointillés. [5]

Le schéma A montre une surcharge hydrique, soit un œdème intra et extracellulaire. On voit que dans ce cas, les concentrations ioniques diminuent. On observe généralement des œdèmes extracellulaires. Les causes sont variables. L'une d'elles est que le volume interstitiel est aussi affecté par la pression intracapillaire. Quand la pression augmente, le passage de l'eau vers le compartiment interstitiel augmente, aboutissant aussi à une augmentation du volume interstitiel. Bien que plus rare, on observe aussi des œdèmes intracellulaires pouvant provenir notamment d'une anomalie des canaux ioniques ne parvenant pas à rétablir l'équilibre osmotique.

1.1.3. Exploration des compartiments hydriques et mesure des volumes en eau

On distingue les méthodes de dilution, les méthodes anthropométriques et les méthodes d'impédancemétrie pour évaluer la quantité d'eau des divers compartiments.

1.1.3.1. Les méthodes de dilution

L'eau totale est mesurée par dilution d'isotopes stables comme le deutérium (eau lourde) ou l'oxygène 18 [6]. Ils sont préférés aux produits radioactifs. L'absorption est orale (0,05g à 0,25g d'oxyde de deutérium pur par kg de poids par exemple) et les prélèvements d'urine, de sang ou de salive sont faits au bout de quelques heures (3 à 4h), après diffusion complète de l'isotope dans l'eau de l'organisme. Quelques échantillons suffisent. En contrepartie de cette simplicité, des précautions doivent être prises : sujet à jeun, aucune absorption d'eau pendant les 4h de dilution et le dosage doit être fait avec précision, par spectrographie de masse, ou par infrarouge. Quelques corrections sont appliquées pour tenir compte de la combinaison d'une partie du deutérium (4%) avec des substances solides. Les résultats les plus précis sont obtenus avec l'oxygène 18, mais son prix très élevé en limite l'usage. Le deutérium est donc plus largement utilisé. La toxicité de ces produits est considérée comme nulle aux doses usuelles et cette technique a déjà été largement utilisée chez l'enfant et la femme enceinte. L'eau extracellulaire peut être mesurée par diffusion d'un sel de brome, non radioactif, dosé dans le plasma déprotéinisé par chromatographie à haute pression et détection UV. Le volume de distribution du brome comprend le plasma, le secteur interstitiel et l'eau des tissus conjonctifs.

1.1.3.2. Les méthodes anthropométriques

On trouve dans la littérature des corrélations donnant les volumes hydriques corporels en fonction de la taille, du poids, de l'âge et du sexe du patient. Ces corrélations sont des régressions linéaires multivariées, et ont été obtenues à partir de mesures de dilution (oxyde de deutérium pour le volume total (V_t) en eau et bromide pour le volume d'eau extracellulaire (V_e)).

Watson et col. [7] donnent les corrélations suivantes pour le volume total :

$$\text{Pour les hommes : } V_{tw} = 2,447 - 0,09156 \text{ âge} + 10,74 H + 0,3362 W \quad (1.1a)$$

$$\text{Pour les femmes : } V_{tw} = - 2,097 + 10,69 H + 0,2466 W \quad (1.1b)$$

Tandis que Hume et Weyer [8] proposent :

$$\text{Pour les hommes : } {}_H V_t = - 14,013 + 19,48 H + 0,2968 W \quad (1.2a)$$

$$\text{Pour les femmes : } {}_H V_t = - 35,270 + 34,45 H + 0,1838 W \quad (1.2a)$$

Où les volumes sont en litres, H représente la taille en mètres, W représente le poids en kg et l'âge est en années.

Van Loan et col. [9] proposent, en se basant sur des mesures de dilution isotopiques sur des sujets sains, les rapports suivants : $V_e/V_t = 0,403$ pour les hommes et 0,43 pour les femmes. Tandis que Lichtenbelt et col. [10] suggèrent $V_e/V_t = 0,407$ pour les hommes et 0,442 pour les femmes.

Kyle et col. [11] ont montré que ces rapports, entre autres, évoluent avec l'âge, comme l'hydratation corporelle... Le tableau 1.1 donne les différentes valeurs de ces rapports en fonction de l'âge.

	Age (ans)	15-24	25-34	35-44	45-54	55-64	65-74	75-84	>85
Hommes	Ve/Vt (%)	39,0	39,5	40,9	41,5	43,9	46,2	48,8	51,7
	Vt/W (%)	64,1	61,4	59,7	58,0	56,0	54,2	52,8	49,7
Femmes	Ve/Vt (%)	44,4	45,5	45,7	47,1	50,0	52,7	54,9	56,3
	Vt/W (%)	56,8	56,2	55,2	53,4	50,6	48,0	47,4	46,9

Tableau 1.1 : différences en fonction de l'âge du rapport Ve/Vt et du taux d'hydratation corporelle Th_{corps} (Vt/W) selon Kyle et col.

Pour un âge donné, Kotler et col. [12] ont montré que, malgré les variations de Ve et Vi, les interactions entre ces compartiments permettent d'avoir des taux d'hydratation de la MNG Th_{MNG} et corporel Th_{corps} stables. Ceci en supposant que le sujet n'effectue pas d'exercices physiques particuliers.

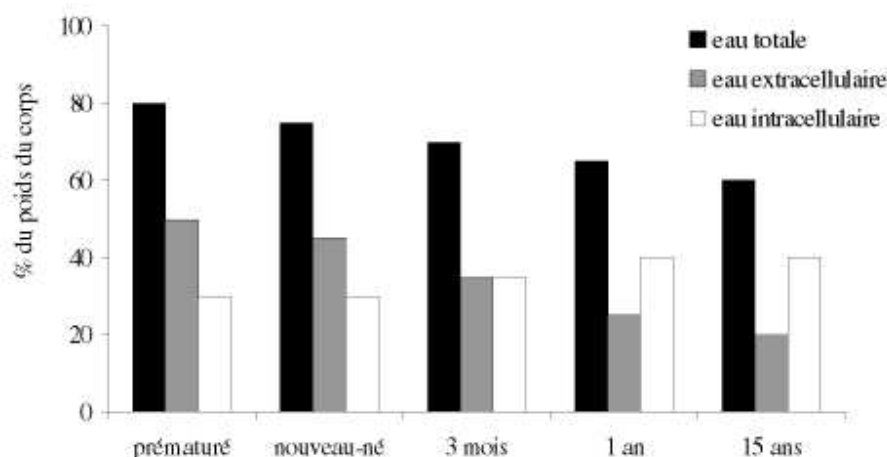


Figure 1.3 : évolution de la répartition de l'eau corporelle entre les compartiments hydriques du prématuré à l'adolescent. [13]

En revanche, ces taux d'hydratation ne sont pas stables chez le nouveau-né et l'enfant. En effet, comme le montre la figure 1.3, la répartition des secteurs hydriques de l'organisme subit d'importantes modifications pendant la petite enfance. Ces modifications sont particulièrement marquées pendant la première année de vie, où l'on assiste à une diminution parallèle et rapide du compartiment extracellulaire et de l'eau totale, alors que le volume du secteur intracellulaire atteint progressivement les valeurs de l'adulte. Le volume du secteur plasmatique varie lui aussi, passant de 90 ml.kg^{-1} chez le nouveau-né, à 85 ml.kg^{-1} chez le nourrisson de un an, puis à 80 ml.kg^{-1} chez l'enfant.

1.1.3.3. Les méthodes d'impédancemétrie

Contrairement aux méthodes de dilution, méthodes de référence pour mesurer les volumes en eau extracellulaire et totale, qui sont coûteuses et difficiles à mettre en œuvre, les mesures de bioimpédance sont simples, rapides et permettent des mesures volumiques en continu. Les méthodes de bioimpédancemétrie consistent à mesurer les propriétés électriques d'un milieu biologique. On applique au corps humain un courant alternatif de faible intensité par le biais d'électrodes, dites sources ou injectrices. Le courant passe de manière prédominante dans les compartiments à conductivité élevée. L'eau et les électrolytes seront de bons conducteurs, alors que les membranes cellulaires, la graisse et la peau seront plus isolantes. L'impédance sera relevée par deux autres électrodes, dites réceptrices ou

déetectrices. Elle correspond à l'opposition des tissus au passage d'un courant. Ainsi, un individu ayant plus de graisse sera plus résistant qu'un autre ayant plus de muscles, tissus contenant plus d'eau. La figure 1.4 schématise le montage d'une mesure de bioimpédance.

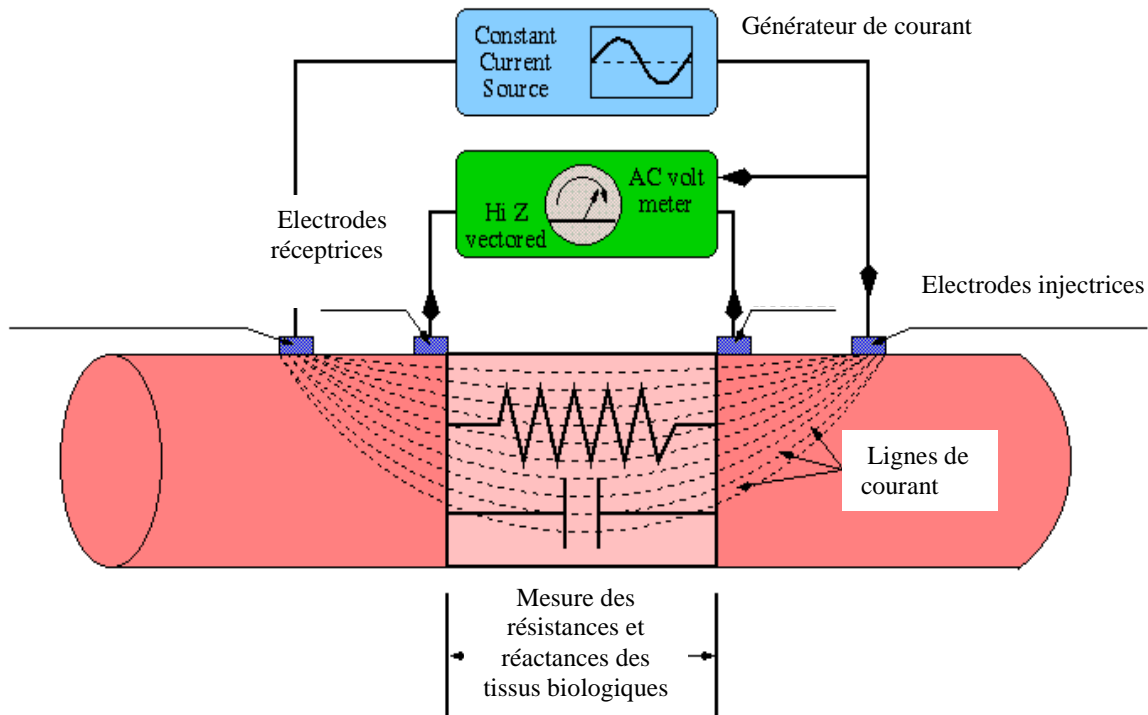


Figure 1.4 : montage d'une mesure de bioimpédance

D'après Kanai et Meijer [14, 15], la membrane de la cellule se comporte comme un condensateur. En effet, une membrane est constituée de phospholipides et est donc isolante. Lorsque le courant rencontre une membrane cellulaire, les charges électriques s'accumulent de part et d'autre de la membrane sans pouvoir la traverser. Il se crée alors une double couche électrique qui forme un condensateur comme on peut le comprendre figure 1.5.

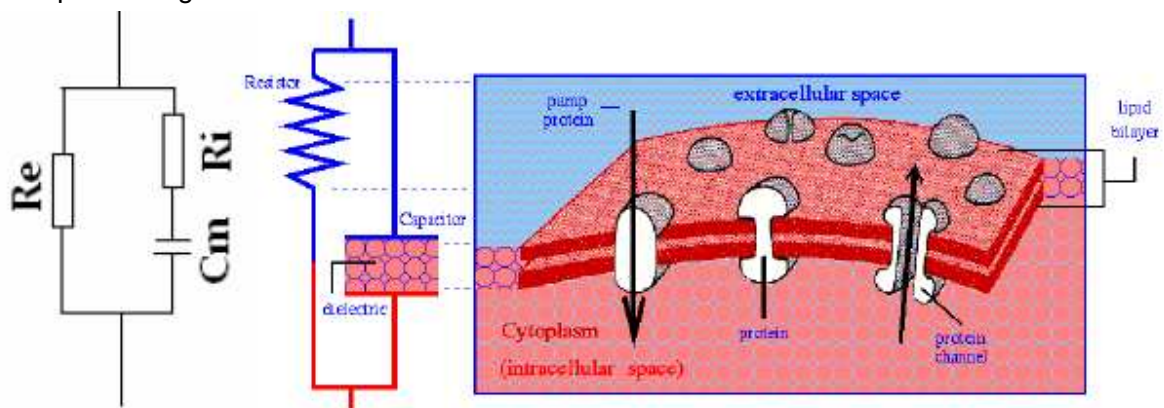


Figure 1.5 : modélisation d'une unité biologique. R_e , résistance du compartiment extracellulaire, R_i , résistance du compartiment intracellulaire et C_m , capacité de la membrane assimilée à un condensateur

On peut donc dire qu'une unité biologique est représentée par un circuit en parallèle comprenant une résistance pour le milieu extracellulaire R_e , une résistance pour le milieu intracellulaire R_i , et une capacité pour la membrane C_m . Cette dernière induit une réactance X , variant selon la fréquence ou la pulsation, selon l'équation suivante :

$$X = \frac{1}{jC_m\omega} \quad (1.3)$$

Avec $\omega=f/2\pi$ où f est la fréquence en Hz et C_m capacité de la membrane en farad.

Le courant à basse fréquence (<5kHz) ne pénètre pas dans le milieu intracellulaire. Le courant à haute fréquence va, lui, passer à travers la membrane de la cellule. Il va donc être présent à la fois dans le milieu intracellulaire et dans le milieu extracellulaire comme le montre la figure 1.6. Il est difficile de savoir à partir de quelle fréquence on peut être assuré que tout le courant traverse les deux compartiments. Le passage du courant est possible grâce à la présence des ions. Pour un courant alternatif à haute fréquence, les charges électriques n'ont pas le temps de s'accumuler de part et d'autre de la membrane cellulaire, il n'y a alors pas d'effet capacitif, et le courant peut donc passer via les canaux ioniques. Ainsi, à basse fréquence, le courant ne circule que dans l'eau extracellulaire et à haute fréquence, il parcourt l'ensemble des compartiments soit l'eau totale.

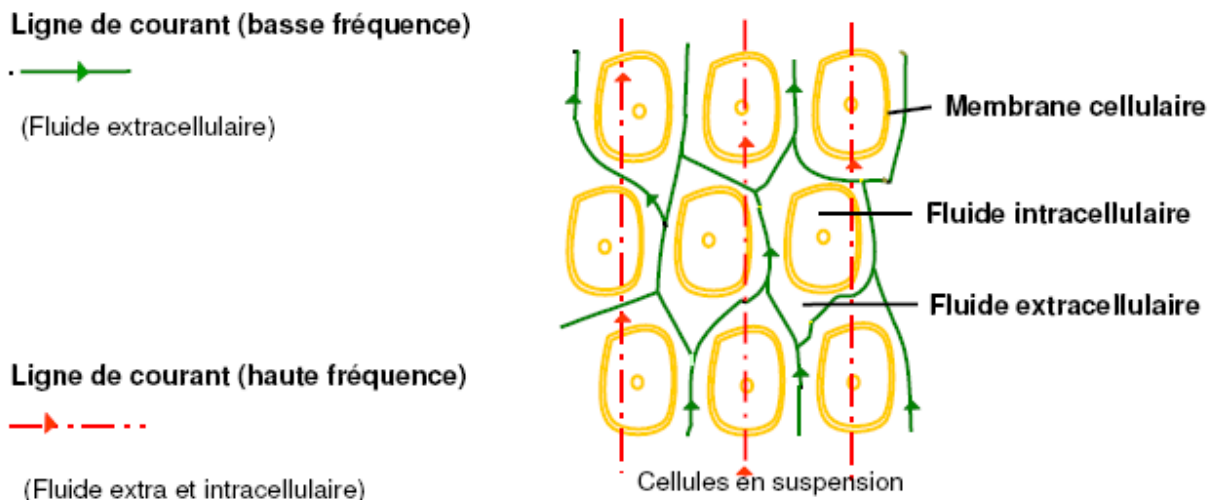
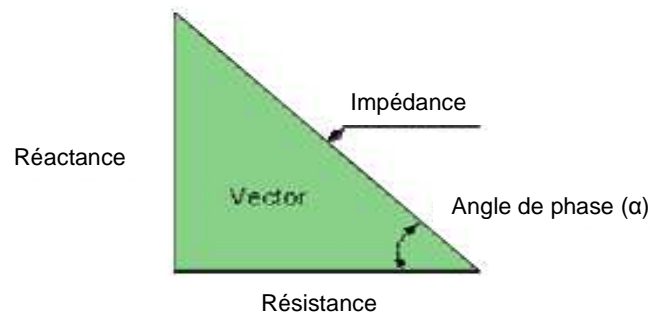


Figure 1.6 : modélisation du passage du courant dans un milieu biologique.

L'impédance recueillie peut alors se décomposer en deux éléments selon l'équation 1.4 :

$$Z^2 = R^2 + X^2 \quad (1.4)$$

Où R et X sont respectivement la résistance des milieux hydriques (due aux éléments non conducteurs de ces milieux) et la réactance (due à l'effet capacitif des membranes) en ohm.



$$\text{Angle de phase } (\alpha) = \arctan (\text{Réactance}/\text{Résistance})$$

Figure 1.7 : relation entre la phase, la résistance, la réactance et l'impédance

La bioimpédance permet aussi l'accès à un autre paramètre, la phase, défini dans la figure 1.7. Si la phase est nulle, le circuit sera purement résistif. Au contraire, si la phase est de 90°, le circuit est purement capacitif. La phase moyenne à 50kHz pour un homme est de 7° et de 6,5° pour une femme sachant que la phase varie au cours de l'âge [11]. Le tissu biologique est donc beaucoup plus résistif que capacitif. La phase est donc un reflet intéressant du métabolisme membranaire, variant plus particulièrement avec les modifications de réactance, directement liées à la membrane cellulaire, mais tout en tenant compte des variations des milieux hydriques.

Si l'on modélise maintenant le corps entier, on peut le caractériser par le circuit de la figure 1.8.

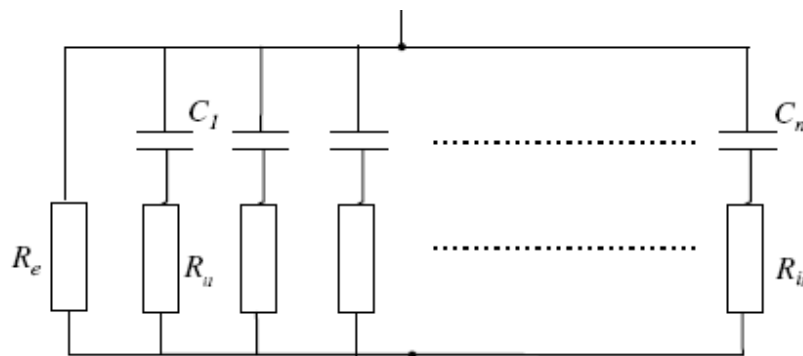


Figure 1.8 : modélisation électrique du corps entier

Chaque type tissulaire a ses propres caractéristiques. Une cellule musculaire aura une résistance intracellulaire et une capacité membranaire différentes d'une cellule osseuse par exemple.

Comme on l'a vu précédemment, l'utilisation d'une seule fréquence ne permet de connaître qu'un compartiment, l'utilisation d'au moins deux fréquences est donc le minimum pour obtenir le volume d'eau totale à partir de l'impédance à haute fréquence et le volume d'eau extracellulaire à partir d'un courant à basse fréquence, le volume d'eau intracellulaire pouvant provenir de la différence des deux précédents.

La bioimpédance multifréquence s'est donc imposée naturellement. Plusieurs modèles mathématiques ont été développés pour modéliser l'impédance du corps à plusieurs fréquences pour permettre d'obtenir les résistances des divers compartiments.

Le modèle de Cole-Cole [16] est le plus utilisé. L'impédance est approximée d'après le modèle électrique présenté figure 1.7, où chaque circuit RC représente un type de cellule. Le calcul de l'impédance de ce circuit s'obtient grâce à l'équation suivante :

$$Z = \left(\frac{R_e}{R_e + R_i} \right) * \left(R_i + \frac{R_e}{1 + (j * \omega * C_M * (R_e + R_i))^\alpha} \right) \tag{1.5}$$

Où R_e représente la résistance extracellulaire, R_i la résistance intracellulaire, ω la pulsation, α la phase, et C_M la capacité équivalente. Si l'on représente l'impédance dans le plan complexe, l'équation de Cole-Cole décrit un arc de cercle. La figure 1.9 représente l'impédance du corps dans le plan complexe ainsi que la courbe issue du modèle de Cole-Cole.

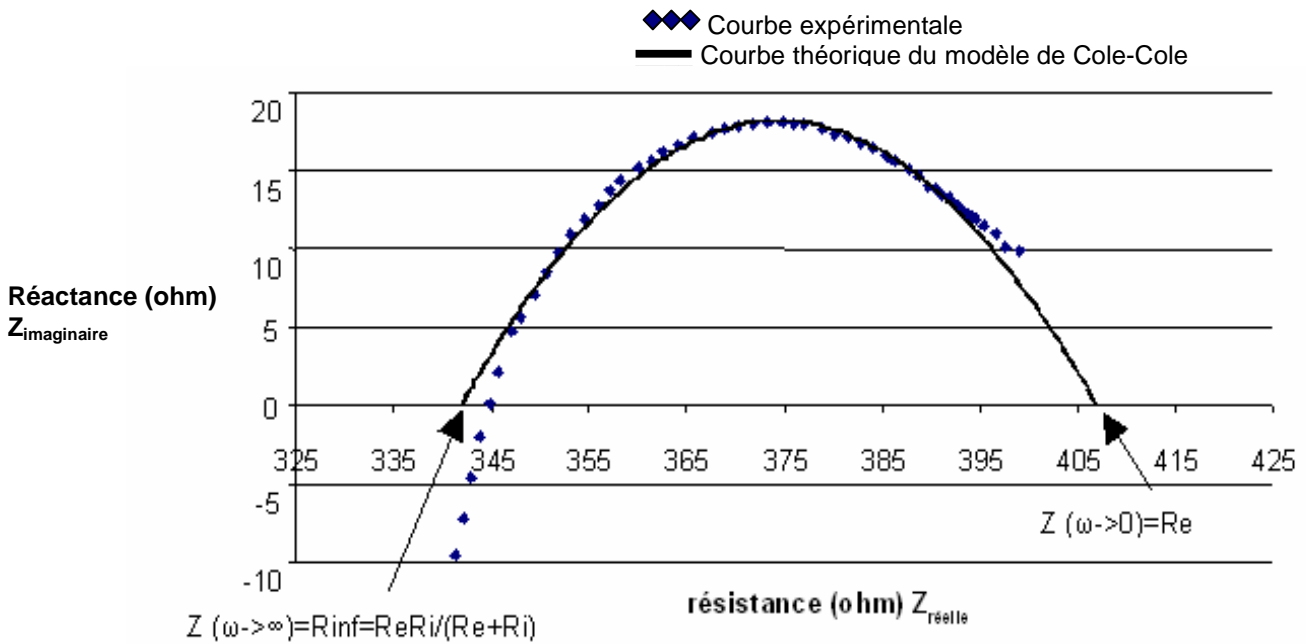


Figure 1.9 : représentation de l'impédance du corps dans le plan complexe et du modèle de Cole-Cole

Comme il n'est pas possible au niveau expérimental d'injecter un courant à fréquence quasi nulle ou infinie, on effectue grâce au modèle une extrapolation à fréquence nulle pour ainsi obtenir la résistance R_e du compartiment extracellulaire et à fréquence infinie pour obtenir R_∞ , la résistance du compartiment total. Ce dernier est le compartiment équivalent regroupant les compartiments extra et intracellulaire, on peut donc déduire R_i , résistance intracellulaire de l'équation suivante :

$$R_i = \frac{R_e R_\infty}{R_e - R_\infty} \tag{1.6}$$

Ainsi, à partir d'une simple injection de courant, on peut connaître les résistances relatives aux différents compartiments et connaître les volumes en eau qui y sont reliés. Le volume du compartiment intracellulaire pouvant être obtenu à partir de R_i ou déduit de la différence entre le volume du compartiment total et extracellulaire.

Le passage ensuite de ces résistances à des valeurs de volumes est dérivé des équations de Hoffer en 1969 [17]. On assimile le corps à un cylindre dont on connaît la résistivité ρ et la longueur qui est en fait la taille de la personne. La résistance peut alors être définie selon l'équation suivante :

$$R = \rho \times \frac{l}{S} = \rho \times \frac{H}{S} \quad (1.7)$$

Où R est la résistance en ohm du cylindre, soit du corps entier, l la longueur en mètre équivalente à la taille, S la section en m^2 et ρ la résistivité du corps en ohm/m. Cette résistivité dépend des ions qui la constitue mais aussi de la température. Les ions sont plus mobiles à température élevée, le courant passe alors mieux. La résistivité a été mesurée par des méthodes de dilution.

En multipliant la section par la taille, on obtient alors le volume du corps assimilé à la colonne, soit :

$$R = \rho \times \frac{H}{S} \frac{H}{H} = \rho \times \frac{H^2}{V_c} \quad (1.8)$$

De laquelle on tire :

$$V_c = \rho \times \frac{H^2}{R} \quad (1.9)$$

Où V_c est le volume de la colonne en m^3 , H est la taille en m, R est l'impédance du corps entier (soit du compartiment total) en ohm et ρ est la résistivité en ohm/m.

Cette première approche ne prend pas en compte la morphologie du corps qui n'est pas un simple cylindre. De plus, les tissus ne sont pas électriquement homogènes du à la présence d'éléments non conducteurs.

De Lorenzo et col. [18] se sont intéressés à proposer un coefficient de forme K_b prenant en compte les longueurs et les diamètres des membres selon l'équation :

$$K_b = \frac{1}{H^2} \left[\left(\frac{L_{jambe}}{C_{jambe}^2} + \frac{L_{bras}}{C_{bras}^2} + \frac{L_{tronc}}{C_{tronc}^2} \right) * (2L_{bras} C_{bras}^2 + 2L_{tronc} C_{tronc}^2 + 2L_{jambe} C_{jambe}^2) \right] \quad (1.10)$$

Où H est la taille, L et C sont respectivement les longueurs et les circonférences des membres. Pour se faire, les auteurs ont considéré que le corps est constitué de cinq cylindres. Ils ont utilisé ensuite des données anthropométriques statistiques. La valeur obtenue par les auteurs est $K_b=4,3$.

La théorie de Hanai [19] sur la conductivité des fluides contenant des particules non conductrices en suspension a permis de corriger l'équation 1.9. Il définit que la résistivité est dépendante de la résistivité du fluide ρ_0 et de la concentration c des éléments non conducteurs selon l'équation suivante :

$$\rho = \frac{\rho_0}{(1-c)^{3/2}} \quad (1.11)$$

Si l'on s'intéresse à titre d'exemple à l'obtention du volume extracellulaire V_e , c est défini par [20],

$$c = 1 - \frac{V_e}{V_c} \quad (1.12)$$

Si l'on remplace 1.12 dans 1.11 on obtient :

$$\rho = \rho_e \left(\frac{V_c}{V_e} \right)^{3/2} \quad (1.13)$$

Si l'on introduit dans 1.9 les corrections établies, soit K_b et la résistivité corrigée prenant en compte les éléments non conducteurs, on obtient alors dans le cas du compartiment extracellulaire :

$$V_e = \left(K_b \rho_e \frac{H^2}{R_e} \right)^{2/3} V_c^{1/3} \quad (1.14)$$

V_c , le volume de la colonne est donc, dans le cas appliqué à l'homme, le volume du corps. On peut remplacer ce volume par le rapport entre la masse W de l'individu et sa masse volumique D_b égale à 1050 kg.m⁻³. De Lorenzo et col. [18] ont alors établi l'équation finale pour l'obtention de V_e , soit :

$$V_e = k_e \left(\frac{H^2 W^{1/2}}{R_e} \right)^{2/3} \quad (1.15)$$

$$\text{Avec } k_e = 10^{-2} \left(\frac{K_b^2 \rho_e^2}{D_b} \right) \quad (1.16)$$

Où H est la taille en cm, W est le poids en kg, R_e est la résistance du compartiment extracellulaire en ohm, K_b est le coefficient de forme égal à 4,3 et D_b est la densité du corps égale à 1,05kg/l.

De Lorenzo et col. ont ensuite validé avec succès leur calcul de volumes par des méthodes de dilution. Après l'étude des volumes du corps entier et leur validation, l'intérêt s'est porté sur les segments corporels. Ceci permet notamment d'améliorer les mesures lors de variations de la géométrie corporelle (œdème localisé, obésité, hémiplégie...). Pratiquement, il existe deux méthodes pour accéder aux résistances des membres. La première est une méthode directe. Pour ce faire, on place des électrodes réceptrices d'un bout à l'autre du segment choisi. Par exemple pour le tronc, on placera une électrode réceptrice à l'épaule et l'autre au niveau de la hanche. La deuxième méthode est indirecte. La figure 1.10 explique le positionnement des électrodes pour l'obtention de l'impédance indirecte du bras dans ce cas.

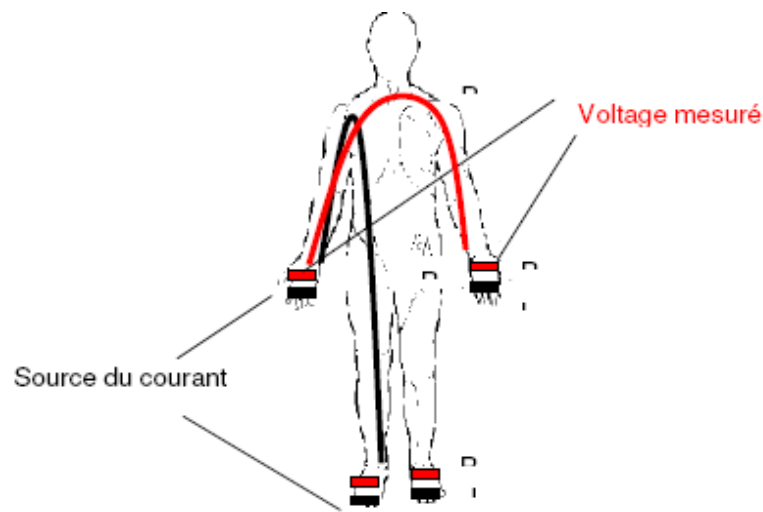


Figure 1.10 : représentation pratique de la mesure indirecte de l'impédance du bras droit.

Le bras est bien le seul segment à être à la fois parcouru par le courant et dont le voltage est mesuré. Comme les volumes et le parcours du courant ne sont pas entièrement connus, on peut penser qu'il existe une différence, peut-être minime, entre les mesures indirectes et directes. En revanche, la deuxième méthode offre une ergonomie notable. L'approche pour l'obtention des volumes segmentaires à partir de l'impédance segmentaire est la même que pour le corps entier considérant chaque membre comme un cylindre. Si l'on reprend à titre d'exemple l'obtention du volume extracellulaire d'un segment, il est défini selon l'équation suivante [20] :

$$V_{eseg} = \left[\rho_e \left(\left(\frac{C_1 + C_2}{2} \right)^2 \frac{L}{4\pi} \right)^{1/2} \frac{L^2}{R_e} \right]^{2/3} \quad (1.17)$$

Où L est la longueur du segment, ρ_e est la résistivité du compartiment extracellulaire, R_e est la résistance de ce même compartiment, C_1 et C_2 sont les circonférences des segments choisis (le poignet et le biceps pour le bras, le tour de poitrine et le tour de hanche pour le tronc et le tour de cuisse et le tour de cheville pour la jambe).

L'impédancemétrie a aujourd'hui évolué. Depuis plusieurs années apparaît, on voit apparaître des pèse-personnes impédancemètres (PPI) dans le commerce dédiés au «grand public». Dans ce cas, les électrodes sont placées sous les pieds et les lignes de courant parcourent les jambes et le bas du tronc. Ces mesures segmentaires sont ensuite extrapolées au corps entier par comparaison avec des méthodes de référence. De nombreux auteurs ont commencé à s'intéresser à ces dispositifs peu coûteux, rapides et ergonomiques (Nunez et col. 1997 [21], Utter et col. 1999 [22], Swartz et col. 2002 [23], Lazzer et col. 2003 [24]). Ces PPI, par le biais de l'impédance, donne les valeurs des compartiments tissulaires par comparaison avec des mesures DEXA (voir 1.2.3.3.). Certains modèles, tels que ceux de la société TANITA, donnent aussi la masse hydrique du corps.

1.2. LES COMPARTIMENTS TISSULAIRES

Pour modéliser de façon complète le corps, il a été défini des compartiments hydriques que nous venons de décrire, mais aussi des compartiments tissulaires. La figure 1.10 montre les interactions entre les compartiments tissulaires et hydriques. Les eaux extra et intracellulaire étant notamment contenues dans la Masse Maigre MM. On définit principalement deux modes de représentation. Le premier, dit modèle à deux compartiments, considère le corps comme composé de la masse grasse MG et de la Masse Non Grasse MNG. Le second considère en plus de la MG, que la MNG se décompose en deux sous compartiments : le contenu minéral osseux CMO et la masse maigre MM.

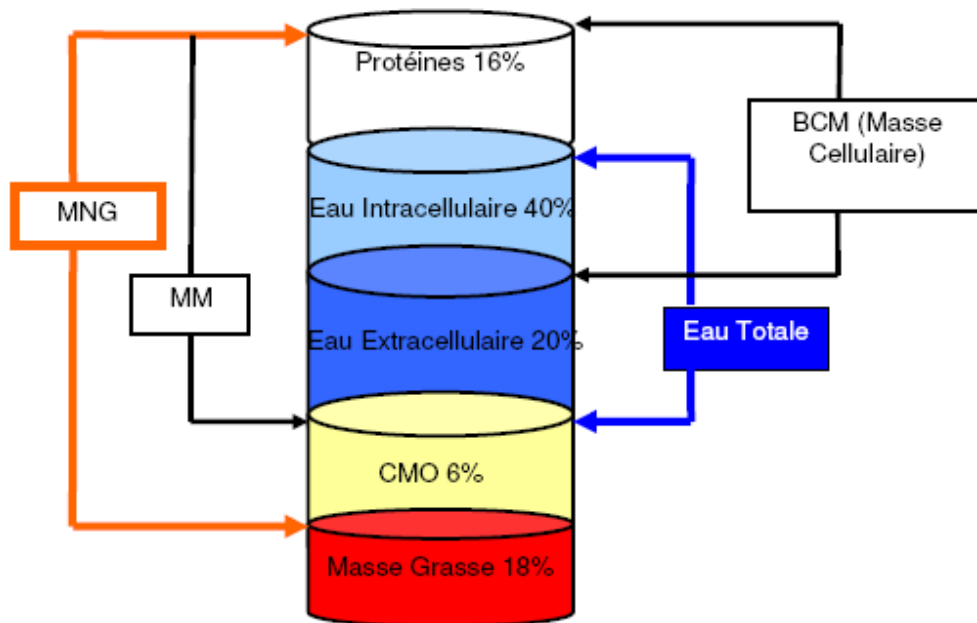


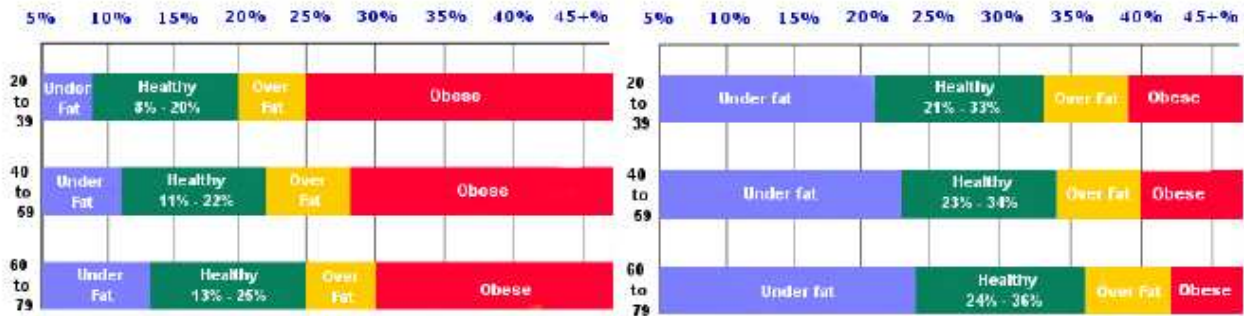
Figure 1.11: diagramme schématisé des compartiments de Kyle et col. [25].
MNG : masse non grasse, MM : masse maigre, CMO : contenu minéral osseux

1.2.1. Le modèle à deux compartiments

Il considère la masse corporelle comme la somme de la masse grasse MG et de la masse non grasse MNG. La MG comprend les lipides amorphes (principalement les triglycérides) qu'il faut distinguer du tissu graisseux, qui lui comprend, notamment, en plus de l'eau. Ce compartiment représente environ 15 % du poids du corps chez l'homme jeune et 23% chez la femme. Sa densité est de 0,90 g/ml à la température du corps.

La MNG est un ensemble complexe comprenant de l'eau, des protéines... Sa densité moyenne est de 1,10 g/ml. On peut diminuer de plus de 50% ses stocks graisseux sans prendre de risque (certains sportifs ayant jusqu'à 5% de MG). En revanche, si l'on diminue de moitié la masse de protéines, la mortalité est considérablement augmentée, notamment de part la diminution des défenses immunitaires. Cependant, la MG reste une réserve d'énergie. Un homme ayant moins de 5% et une femme moins de 10% de MG se mettent en danger. A l'inverse, un surplus de masse grasse peut entraîner notamment

des troubles cardiovasculaires. La figure 1.12 montre les intervalles de pourcentage de masse grasse conseillé pour être en bonne santé par le centre de recherche sur l'obésité de New York.



1.12a : hommes

1.12b : femmes

Figure 1.12 : intervalles de pourcentage de masse grasse selon l'âge et le sexe pour être en bonne santé selon le centre de recherche sur l'obésité de New York

Ces schémas soulignent l'évolution de la composition du corps avec l'âge, mais aussi les différences entre les hommes et les femmes. Un homme de 40 ans est en bonne santé jusqu'à 22% de MG, tandis qu'une femme l'est jusqu'à 34% de MG.

Le dépôt des graisses superflues est aussi différent selon le sexe. Il se situe principalement au niveau du ventre chez les hommes et au niveau des hanches chez les femmes. On appelle cela respectivement une obésité androïde et gynoïde. La figure 1.13 schématise ces formes de dépôts graisseux.

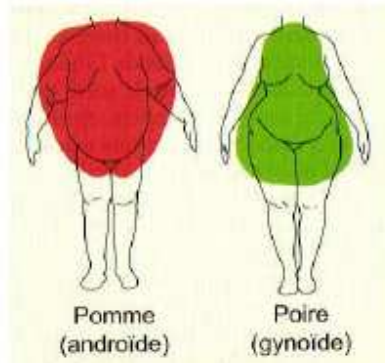


Figure 1.13 : types de répartition des graisses superflues chez l'homme et la femme

1.2.2. Le modèle à trois compartiments

Ce modèle divise encore la MNG en deux compartiments : la masse maigre MM qui contient l'eau, les protéines et le contenu minéral osseux CMO. Le CMO correspond aux cristaux de phosphates tricalciques du squelette que l'on appelle plus communément l'os cortical. Cette masse constitue l'essentiel de la masse minérale de l'organisme, sous forme de calcium.

1.2.3. Exploration des compartiments tissulaires et mesure des masses corporelles

Il n'y a pas de méthode de mesure directe des compartiments tissulaires comme les méthodes de dilutions pour les compartiments hydriques. Seule l'analyse anatomique post mortem permettrait d'obtenir de manière directe la masse des compartiments. Toutes les méthodes sont donc indirectes, avec des niveaux de précision, de simplicité de mise en œuvre et de coûts, variables.

On distingue les méthodes anthropométriques issues de mesures simples sur le corps, des méthodes se basant sur la densité du corps ou encore les méthodes utilisant des dispositifs émettant des rayons absorbés différemment selon le type de tissu.

1.2.3.1. Les méthodes anthropométriques

L'indice de Quetelet (1871) est sans doute le plus utilisé. On l'appelle aussi l'indice de masse corporelle IMC. Il est défini selon l'équation 1.18

$$IMC = \frac{W}{H^2} \quad (1.18)$$

Où W est le poids en kg et H est la taille en mètre.

Le tableau 1.2 indique l'interprétation de la valeur de cet indice. On considère qu'un individu est donc avec un poids sain si son IMC se situe entre 18,5 et 25 kg.m⁻².

Valeurs d'IMC (kg.m ⁻²)	Interprétation
<15	Cachexie
15 - 18,4	Maigreur
18,5 – 25	Poids normal
25,1 – 30	Surcharge pondérale
30,1 - 35	Obésité modérée
35,1 - 40	Obésité Sévère
> 40	Obésité morbide

Tableau 1.2 : interprétation des valeurs d'indice de masse corporelle IMC

Bray [26] a même proposé, figure 1.14, de montrer l'évolution du taux de mortalité en fonction de l'indice de Quetelet. Ainsi, un IMC trop bas indique des risques de pathologies pulmonaires ou gastro-intestinales tandis qu'un IMC trop haut indique des risques de pathologies cardiovasculaires, de la vésicule biliaire ou encore des risques de développement d'un diabète de type II.

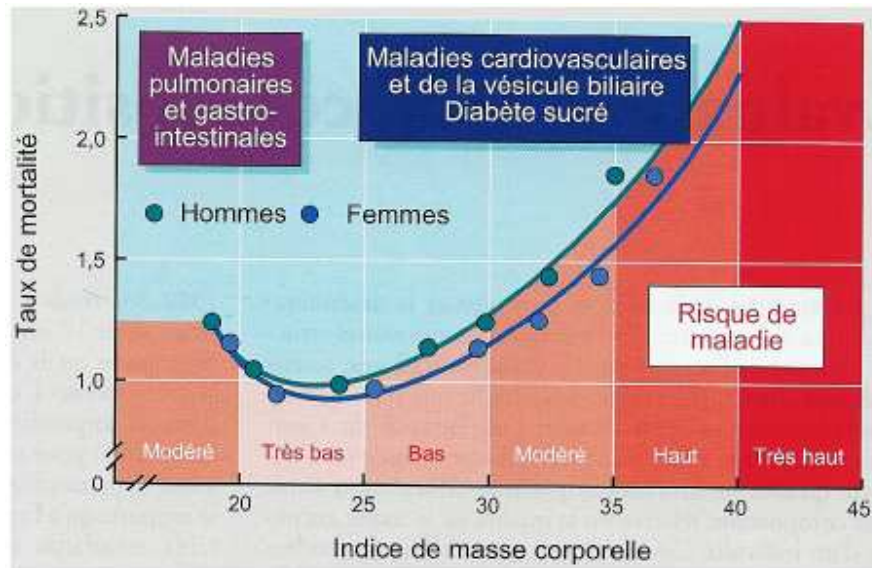


Figure 1.14 : relation curvilinéaire entre les causes de la mortalité et de l'indice de masse corporelle

Bien que très facile d'utilisation, cette méthode ne prend pas en compte les différences existantes entre les hommes et les femmes notamment au niveau des quantités de muscle et de gras. De plus, un individu dont la musculature sera plus importante que la moyenne, aura donc un poids supérieur à la moyenne et sera classé dans les personnes obèses ayant pourtant une quantité de masse grasse normale. Une autre méthode anthropométrique consiste à faire le rapport du tour de taille sur le tour de hanche WHR (waist to hip circumference ratio). Cet indice a pour but de quantifier la distribution abdominale des graisses. Ce rapport augmente en même temps que le risque cardiovasculaire ou la fréquence d'apparition du diabète. Un WHR normal ne doit pas dépasser 0,80 chez les femmes et 0,95 chez les hommes [27].

La dernière méthode anthropométrique est la méthode dite «des plis cutanés». Elle est très répandue dans le milieu médical, et est la mesure de référence de la masse grasse dans le milieu sportif.

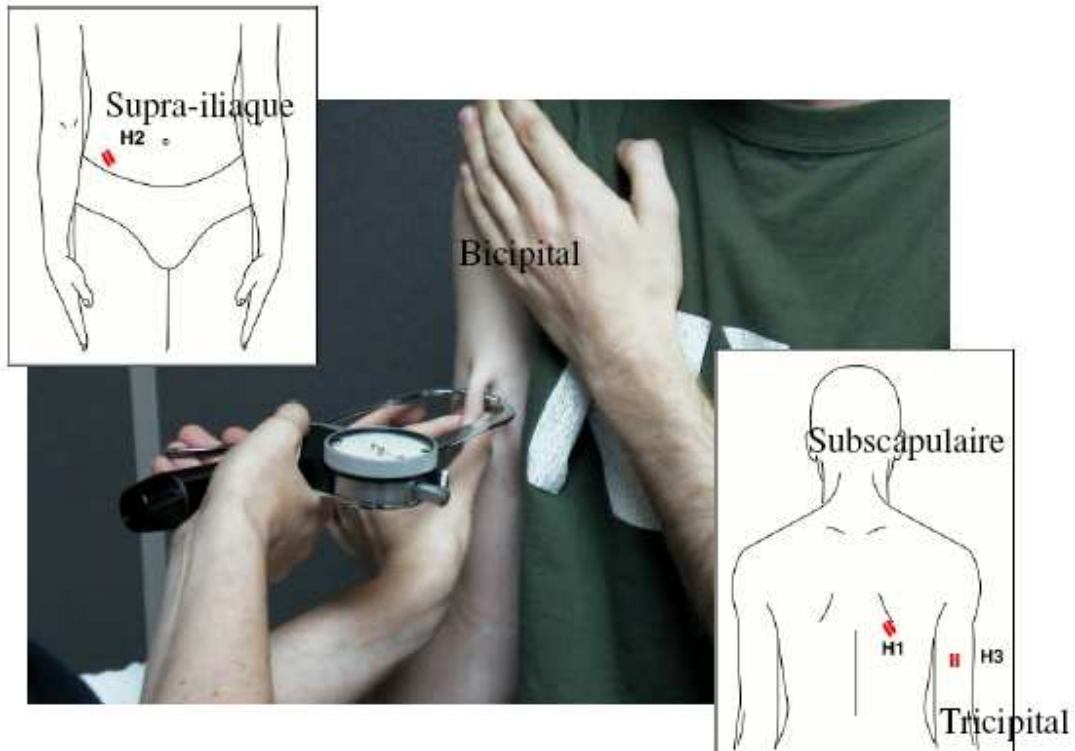


Figure 1.15 : mesure des plis cutanés avec un adipomètre par la méthode de Durnin et col. [28]

Cette mesure a l'avantage d'être simple, rapide et de ne nécessiter que l'utilisation d'un adipomètre très peu coûteux. Cette pince exerce une pression normalisée de 10 g/mm² sur le pli choisi. En fonction de l'écartement de la pince, on connaît l'épaisseur de graisse sous cutanée. Grâce à des équations établies en comparaison avec des mesures de densité hydrostatique, on a ainsi la masse grasse corporelle. De très nombreux auteurs ont développé des équations de régression linéaire permettant de calculer la masse grasse à partir d'un nombre très variable de sites de mesures. Chez l'adulte, Durnin et col. [28] ont utilisé les plis bicipital, tricipital, supra-iliaque et sous-scapulaire. L'équation 1.19 permet l'obtention de la densité corporelle à partir de la mesure des quatre plis cutanés indiqués figure 1.14 :

$$D_c = C - M * \log(\Sigma 4 \text{ plis}) \quad (1.19)$$

Où les coefficients C et M sont indiqués ci-après en fonction de l'âge et du sexe.

Âge (années)	Homme	Femme
17-19	$D_c = 1,1620 - 0,0630 \times (\log \Sigma 4 \text{ plis})$	$D_c = 1,1549 - 0,0678 \times (\log \Sigma 4 \text{ plis})$
20-29	$D_c = 1,1631 - 0,0632 \times (\log \Sigma 4 \text{ plis})$	$D_c = 1,1599 - 0,0717 \times (\log \Sigma 4 \text{ plis})$
30-39	$D_c = 1,1422 - 0,0544 \times (\log \Sigma 4 \text{ plis})$	$D_c = 1,1423 - 0,0632 \times (\log \Sigma 4 \text{ plis})$
40-49	$D_c = 1,1620 - 0,0700 \times (\log \Sigma 4 \text{ plis})$	$D_c = 1,1333 - 0,0612 \times (\log \Sigma 4 \text{ plis})$
>50	$D_c = 1,1715 - 0,0779 \times (\log \Sigma 4 \text{ plis})$	$D_c = 1,1339 - 0,0645 \times (\log \Sigma 4 \text{ plis})$

Le pourcentage de masse grasse est ensuite déduit grâce aux équations de Siri [29]. Ces dernières ont été établies en supposant une représentation corporelle à deux compartiments. On attribue à chaque compartiment une densité fixe soit 0,9 g/ml pour la MG et 1,1 g/ml pour la MNG et l'on déduit la proportion de chacun des compartiments à partir de la densité totale du corps D_c étant le rapport de la masse corporelle M_c sur le volume corporel V_c . On suppose une masse unitaire égale à 1, on a donc

$$M_c = 1 = MNG + MG \quad (1.20)$$

Et l'on sait que

$$D_c = \frac{M_c}{V_c} \quad (1.21)$$

En introduisant 1.20 dans 1.21 on a :

$$D_c = \frac{(MNG + MG)}{\frac{MNG}{1,1} + \frac{MG}{0,9}} \quad (1.22)$$

Soit :

$$D_c = \frac{1}{\frac{MNG}{1,1} + \frac{MG}{0,9}} \quad (1.23)$$

Soit :

$$0,9MNG + 1,1MG = \frac{1,1 * 0,9}{D_c} \quad (1.24)$$

Soit :

$$0,9 * (1 - MG) + 1,1MG = \frac{1,1 * 0,9}{D_c} \quad (1.25)$$

Soit :

$$0,9 * MG(1,1 - 0,9) = \frac{1,1 * 0,9}{D_c} - 0,9 \quad (1.26)$$

Soit

$$MG = \left(\frac{1}{D_c} * \frac{1,1 * 0,9}{1,1 - 0,9} \right) - \frac{0,9}{1,1 - 0,9} \quad (1.27)$$

On obtient bien la formule de Siri :

$$\%MG = \left(\frac{4,95}{D_c} - 4,50 \right) * 100 \quad (1.28)$$

Pollock et col. [30, 31] ont développé des formules généralisées (utilisables pour des populations variées) utilisant sept plis et des circonférences. La complexité de cette méthode limite son usage. Ces équations sont bien adaptées au sportif et au travailleur manuel, ce qui n'est pas le cas des formules de Durnin. Chez l'enfant, des formules adaptées à différents âges ont été publiées par Brook [32], puis Deurenberg [33]. Toutes ces équations ont été obtenues par comparaison avec la pesée hydrostatique décrite par la suite.

La précision de la mesure des plis cutanés est aléatoire et dépend notamment de l'opérateur. Elle devient également très mauvaise dès que la population étudiée s'éloigne trop de la normalité (grandes

dénutritions avec œdèmes ou obésités importantes). Chez l'obèse, il n'est pas toujours possible de prendre les plis cutanés, la mesure étant très imprécise en raison de l'écrasement progressif du tissu graisseux sous la pince et de la non prise en compte des graisses profondes. Cette technique tend à être progressivement abandonnée dans le milieu médical.

1.2.3.2. Les méthodes basées sur la densité corporelle

Ces méthodes permettant de déterminer la densité du corps sont nombreuses et de moins en moins utilisées car elles demandent une lourde mise en œuvre. Elles ont longtemps été considérées comme les méthodes de référence et en particulier la pesée hydrostatique dite aussi pesée par immersion. Ces méthodes considèrent le corps comme la somme des compartiments MG et MNG ayant pour densité respectivement 0,9 et 1,1g/ml. Ainsi, un individu ayant le même poids qu'un autre mais plus de muscle sera plus lourd dans l'eau, car la densité de la MNG incluant la masse musculaire est supérieure à celle de la graisse. La figure 1.16 montre que le sujet de 93Kg ayant un taux de graisse de 18,4% ne pèse que 5 kg dans l'eau contre 6,5kg pour l'autre individu de même poids, mais ayant un taux de graisse de 10,5%.

La méthode de pesée par immersion consiste à plonger l'individu dans un bassin sous le niveau de l'eau. Comme il peut être difficile de mesurer le volume d'eau déplacé, on mesure le poids de l'individu dans l'air, puis dans l'eau. On obtient ainsi, par différence, le poids du volume d'eau déplacé et connaissant la densité de l'eau, le volume d'eau déplacé équivalent au volume de l'individu. C'est le principe d'Archimède.

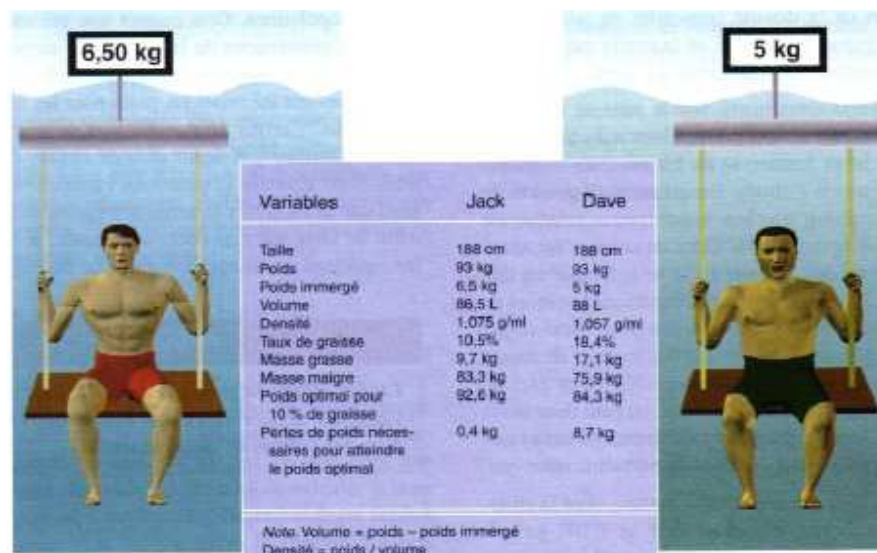


Figure 1.16 : pesée hydrostatique. Exemple de 2 sportifs ayant le même poids, la même taille mais une composition corporelle différente [34].

Connaissant la masse de l'individu et son volume, on obtient donc sa densité selon l'équation 1.21. Le volume d'air contenu dans les poumons ne pouvant être négligé dans l'estimation du volume du corps on l'évalue avant l'immersion. Ce volume résiduel V_r est ensuite soustrait au volume du corps V_c . De même,

on soustrait le volume d'air contenu dans le système digestif, soit environ 100 ml. La densité D_c finale et corrigée s'obtient par l'équation :

$$D_c = \frac{P_{air}}{\left(\frac{P_{air} - P_{eau}}{D_{eau}} - (V_r + 100) \right)} \quad (1.29)$$

On peut ensuite appliquer l'équation de Siri (Eq. 1.28) pour connaître le pourcentage de masse grasse de l'individu. Une autre méthode, basée sur la mesure de la densité corporelle, est la pléthysmographie pneumatique. L'idée globale est la même que précédemment. On mesure le volume de l'individu par le volume d'air qu'il déplace à l'intérieur d'une chambre fermée (le pléthysmographe). Le volume du corps est calculé indirectement en soustrayant le volume d'air restant à l'intérieur de la chambre, quand le sujet est à l'intérieur, du volume d'air dans la chambre quand elle est vide. L'air à l'intérieur de la chambre est mesuré en appliquant des lois physiques appropriées des gaz. Contrairement à la technique de pesée en immersion restée dans le cadre de la recherche, la pléthysmographie a eu une application commerciale, le système BOD POD. La figure 1.17 présente l'appareil.

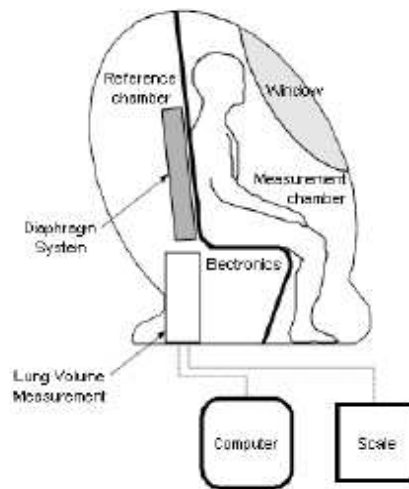


Figure 1.17 : pléthysmographe pneumatique BOD POD

L'appareil est divisé en 2 chambres: une chambre d'essai (pour le sujet) et une chambre de référence. Les volumes internes de ces chambres sont respectivement d'environ 450 l et de 300 l. Comme précédemment, on déduit la densité du corps de l'individu de la mesure de ce volume et du poids. On applique ensuite les équations de Siri (Eq. 1.28).

1.2.3.3. Les méthodes utilisant des dispositifs rayonnants

On distingue quatre principales techniques utilisant les champs magnétiques, les rayons X, les infrarouges ou encore les ultrasons. Les deux dernières étant peu utilisées, on détaillera les deux premières méthodes. La méthode de résonance magnétique nucléaire RMN permet de mesurer la masse grasse avec une erreur inférieure à 3%. On détecte pour cela les radicaux méthyles de la graisse mis en résonance sous l'effet d'un champ magnétique intense. Cette méthode a l'avantage d'être

précise, de permettre des études segmentaires et de distinguer la MG viscérale de la MG sous-cutanée. En revanche, la durée de l'examen est d'une heure et le coût est élevé. De plus, il n'est pas possible d'utiliser cet appareil au lit du malade. Une personne obèse ne peut pas utiliser cet appareil, et enfin les données brutes du dispositif sont des coupes du corps qu'il faut ensuite traiter.

L'absorptiométrie à rayons X ou DEXA (Dual Energy X-Ray Absorptiometry) est la méthode la plus utilisée, et elle est considérée comme la référence pour la quantification de la masse maigre, de la masse grasse et du contenu minéral osseux. Elle a remplacé les méthodes issues du principe d'Archimède. Cette méthode consiste à balayer le corps de rayons X à deux niveaux d'énergie (44 Kev et 100 Kev). Ce faisceau (rayon incident), en traversant le corps du sujet, va subir une atténuation (rayon après absorption) qui va dépendre de la composition de la matière traversée. La masse du milieu traversé est alors obtenue selon l'équation 1.30.

$$M = \left(\frac{1}{\mu_m} \right) * Ln \left(\frac{I_0}{I} \right) \quad (1.30)$$

Avec M masse du milieu en kg, I_0 rayon incident, I, rayon après absorption et $\mu_m = \mu/d$ (μ , coefficient d'absorption linéaire et d, densité du milieu)

L'utilisation de deux niveaux d'énergie va permettre de différencier les trois compartiments cités ci-dessus. En effet, dans un corps à deux composants, les deux énergies permettent pour chaque composant d'établir une pente caractéristique d'atténuation. La séparation des deux compartiments (masse calcique et tissus mous, puis graisse et masse maigre) revient alors à résoudre deux systèmes d'équations à deux inconnues.

Elle présente un certain nombre d'avantages dont une excellente précision, la distinction de trois compartiments et la possibilité de mesures segmentaires. On irradie avec des rayons inférieurs à celles utilisées pour une radio thoracique standard. En revanche, elle est tout de même contre-indiquée pour les femmes enceintes, on ne peut pas faire de mesures sur les sujets obèses, son coût est élevé et on ne peut pas l'utiliser au lit du malade et de façon routinière.

L'étalonnage est fait par rapport à des fantômes étant constitués de matériaux ayant 3 taux d'atténuation de rayons X différents. Selon Heymsfield et col. [34], la masse grasse est obtenue avec une erreur inférieure à 1,65kg. Le poids du sujet, recalculé par la somme des masses des trois compartiments mesurés, est exact à 1% près.

Les variations de la teneur en eau de la masse maigre, dues par exemple à l'âge ou bien à des problèmes d'œdèmes, sont supposées ne pas modifier considérablement les résultats, mais des travaux scientifiques sont encore nécessaires à ce propos. Les constructeurs font, en effet, constamment évoluer calculs et facteurs de corrections pour améliorer la qualité des résultats. Malheureusement, ces corrections dépendent de chaque industriel et tous les appareils ne donnent pas, pour l'instant, les

mêmes résultats. Le coût et la relative rareté des installations équipées pour des mesures corps entier (beaucoup d'appareils donnent seulement la densité osseuse) limitent également son développement.

1.2.3.4. Mesure de la MNG via la mesure du potassium total du corps (TBK)

La majorité des méthodes que nous avons décrites s'intéressent tout d'abord à la MG. Le comptage du potassium 40, isotope radioactif présent naturellement dans le corps, permet notamment d'accéder à la MNG. En effet, on sait qu'il est présent à un taux constant de 0,012% du potassium total TBK (Total Body Potassium). On sait aussi que chez l'homme, la concentration de potassium dans le MNG est de 68,1mmoles/kg contre 64,2mmoles/kg chez la femme. On trouve ainsi la MNG selon :

$$MNG(kg) = \frac{TBK(mmoles)}{68,1_ou_64,2(mmoles/kg)} \quad (1.31)$$

1.2.3.5. La masse cellulaire BCM (Body Cell Mass)

La masse cellulaire BCM n'est pas considérée comme un compartiment dans les modèles établis mais elle correspond à un composant essentiel de la composition corporelle contenant les échanges d'oxygène, l'oxydation du glucose et est donc finalement le composant actif. La BCM se compose des protéines, de l'eau intracellulaire, des minéraux intracellulaires et des polysaccharides [36]. Les références dans ce domaine sont les équations de Kotler [37], dérivées des travaux de Moore [38], et celles de Leweling [39].

Pirlich et col. [40] ont développé des équations de régressions linéaires de BCM spécifiques pour chaque membre par bioimpédance prenant comme référence la BCM de Moore se basant sur un potassium total du corps obtenu par comptage du potassium 40.

1.2.3.6. Comparaison des méthodes permettant l'obtention de la composition corporelle

Technique	Grandeurs mesurées	% erreur connue	Difficultés techniques	Durée de l'examen
Plis cutanés	MG, MM	5 à 20 %	+	+
Impédancemétrie	VT, VIC, VEC	< 5 %	++	+
DEXA	MG, MM, os	< 5 %	+++	+++
Densitométrie	MG, MM	< 5 %	++++	+++
Dilutions d'isotopes ⁴⁰ K	VT, VIC, VEC MM	< 5 %	++++	++++
Activation neutronique	MG, musc, os, divers	< 2,5 %	++++	++++

Tableau 1.3 : comparaison des principales méthodes existantes pour connaître la composition corporelle

L'activation neutronique, que nous n'avons pas décrite précédemment, permet de quantifier *in vivo*, les masses de différents atomes dans le corps, tels que l'azote ou le carbone, et d'en déduire les masses de tissu osseux, les muscles, le gras... Le carbone détecté, par exemple, ne correspond qu'aux lipides. Cette technique est coûteuse et expose à une forte irradiation.

Le tableau 1.3 met clairement en évidence l'intérêt de l'impédancemétrie. La précision des mesures est de l'ordre de celle des méthodes de référence pour une facilité de mise en œuvre importante, une rapidité notable et un coût intéressant.

1.3. LA COMPOSITION CORPORELLE ET SES APPLICATIONS

Pouvoir quantifier la composition du corps permet aussi de déceler des variations anormales de cette composition et donc de détecter des pathologies comme l'obésité ou des œdèmes mais aussi plus simplement de détecter si un sujet est dénutri, cette dénutrition étant un des indicateurs de nombreuses pathologies telles que le SIDA [41, 42, 43, 44], le cancer [45, 46] ou l'anorexie mentale que nous avons étudiée. Le tableau 1.4 récapitule les différentes pathologies associées à des variations de composition corporelle. Dans le milieu sportif, la connaissance de la composition corporelle est aussi très appréciée, car elle permet d'aider à l'amélioration de la performance sportive.

Causes	Situations cliniques
Situation pondérale extrême	Maigreur ou obésité
Hyperhydratation	Anorexie mentale, œdème, ascite, insuffisance cardiaque ou rénale, cirrhose
Déshydratation	Diabète décompensé, diurétiques, dialyse, âge avancé
Troubles électrolytiques	Réanimation, soins postopératoires, syndrome de l'intestin court, fistules intestinales, dialyse péritonéale, hémodialyse
Dystrophie	Lipodystrophie, paraplégie, hémiplegie, troubles endocriniens
Troubles de la conduction électrique	Myopathies, hémiplegie, dysthyroïdie, lésions cutanées (psoriasis, brûlures...)

Tableau 1.4 : exemples de pathologies associées à des variations dans la mesure de la composition corporelle [47]

1.3.1. L'anorexie mentale

L'anorexie mentale ainsi que la boulimie sont en hausse dans tout l'occident. Wilkins [1] estime que ces pathologies sont dans la continuité des comportements morbides des adolescents des années 60 et 70 consommant des drogues diverses. Les troubles de la conduite alimentaire constituent la pathologie chronique la plus fréquente actuellement chez les adolescentes. Ils touchent essentiellement des filles ayant entre 10 et 18 ans. C'est à travers ces comportements que ces adolescentes expriment leur mal-être tout en se détruisant elles-mêmes.

1.3.1.1. Le diagnostic de l'anorexie mentale

L'anorexie mentale est une pathologie multifactorielle. Garfinkel et Garner [48] ont proposé les premiers cette approche considérant 3 facteurs prédisposants : l'aspect individuel, familial et culturel. Ils considèrent ensuite que la non satisfaction du poids et de l'allure physique est un facteur précipitant au même titre que la conduite anorexique qui cherche à améliorer la sensation de bien-être et de contrôle. Ils mentionnent enfin des facteurs perpétuants reliés aux effets psychiques, émotifs et physiques du jeûne. Le diagnostic n'est jamais aisé. Le corps médical dispose de plusieurs outils dont les critères diagnostiques DSM-IV. On note 4 grands points :

A- refus de maintenir un poids corporel à un poids minimum normal. Par exemple, perte de poids visant à maintenir un poids corporel à moins de 85% de la normale ou incapacité à prendre du poids pendant la période de croissance, conduisant à un poids inférieur à 85% de la normale.

B- peur intense de prendre du poids ou de devenir gros, alors que le poids est inférieur à la normale.

C- perturbation de l'estimation de son poids corporel ou de ses formes, influence excessive du poids ou de l'aspect corporel sur l'estime de soi ou déni de la gravité de l'amaigrissement.

D- Chez les femmes post-pubères, absence d'au moins 3 cycles menstruels consécutifs.

Une femme est considérée comme aménorrhéique si ses règles ne surviennent qu'après administration d'hormones, par exemple des œstrogènes. Il existe deux types d'anorexie mentale. L'une est restrictive *i.e.* pendant l'épisode d'anorexie mentale, le sujet ne présente pas d'épisodes récurrents de frénésie alimentaire (boulimie) ou de conduites purgatives. L'autre type est dit boulimique purgatif *i.e.* pendant l'épisode d'anorexie mentale, le sujet présente des épisodes récurrents de frénésie alimentaire (boulimie) ou des conduites purgatives (vomissements auto-induits, abus de laxatifs, de diurétiques ou de lavements).

1.3.1.2. Les stratégies thérapeutiques

On peut souligner deux approches : le milieu ambulatoire ou hospitalier. La prise en charge de la patiente peut se faire en mode ambulatoire uniquement s'il existe une marge de sécurité sur le plan clinique. Il faut que le rythme cardiaque soit supérieur à 50 battements/min, que la tension artérielle soit supérieure ou égale à 90/60 et que l'adolescente soit fidèle aux rendez-vous fixés avec le médecin, l'infirmière, le psychologue ou le psychiatre. Enfin, il ne faut pas qu'il y ait d'anomalies électrolytiques. Si cette marge est vérifiée, il est alors possible d'effectuer un suivi en externe. Les visites se feront environ toutes les 3 semaines et consistent à vérifier l'impact de la visite précédente ainsi que l'état de santé de la patiente. Dès la première visite, certaines recommandations sont faites : inciter l'adolescente à se questionner sur le sens de sa conduite, lui demander de décélérer la vitesse de sa chute pondérale, lui retirer le contrôle de la cuisine et y limiter sa présence de manière radicale ainsi que de demander aux parents de reprendre les rennes de son alimentation. Ainsi, dès la deuxième visite, une discussion peut être amenée avec l'adolescente sur son ressenti suite à ces recommandations, il en va de même avec les parents. Les changements se produisent lentement, il faut être patient.

La deuxième stratégie, l'hospitalisation, n'est pas essentielle et recommandée dans tous les cas. Il arrive cependant qu'elle soit nécessaire. Wilkins définit l'hospitalisation comme une absolue nécessité si l'on détecte un pouls inférieur à 50 battements par minutes et/ou une hypotension artérielle sévère en présence d'une détérioration clinique rapide avec un épuisement général et une incapacité à évoluer dans le monde social. Il définit ensuite l'hospitalisation comme relative si l'on observe une perte pondérale supérieure à 25% du poids initial, la présence de troubles électrolytiques chez une patiente faisant abus de laxatifs et d'auto vomissements, et enfin la présence d'une détérioration socio psychologique ou encore d'une incapacité familiale à assumer la surveillance de la patiente.

En milieu hospitalier, les intervenants sont multiples et ont chacun leur rôle : le médecin, le psychologue ou le psychiatre, les infirmière, le diététicien. Les autres personnes de l'environnement telles que les animateurs d'activités récréatives ou les autres patients ont aussi un rôle indirect dans l'évolution de la patiente. Poser le diagnostic de l'anorexie mentale n'est pas toujours simple, mais il est encore plus complexe de prescrire un traitement efficace. C'est alors que l'approche multidisciplinaire est essentielle. Ainsi, si la patiente rompt le lien avec un des intervenants, un autre pourra l'accompagner.

1.3.1.3. Les effets de cette pathologie sur la composition corporelle

Ils sont nombreux et variés. La patiente est en générale dans un état de dénutrition globale induisant un épuisement de la graisse et des protéines du corps [49] mais aussi des troubles électrolytiques, de la rétention d'eau... La baisse d'apports en aliments a ralenti le tube digestif et la renutrition induit souvent des malaises gastro-intestinaux. De plus, il est fréquent que, dans un premier temps, pour palier à un état de dénutrition sévère, les patientes soient placées sous nutrition entérale ou parentérale. De plus, un apport calorique trop important ou trop rapide peut dépasser les capacités oxydatives de la patiente et entraîner paradoxalement une prise de MG par une lipogenèse excessive pour un poids constant. Il y a alors un risque de renutrition inadaptée.

La nutrition entérale est une technique d'alimentation artificielle apportant à l'organisme les nutriments (protéines, glucides et lipides) dont il a besoin, directement au niveau de l'estomac ou de l'intestin par le biais d'une sonde. Cette forme d'alimentation préserve la physiologie du système digestif. On trouve sur le marché français différentes formules de nutrition entérale :

- les mélanges polymériques : ce sont les plus utilisés à 95%, ils sont composés de protéines entières, sans lactose, ni gluten et sont peu salés,
- les mélanges semi-élémentaires : leur particularité est qu'ils n'ont pas de protéines entières mais des peptides.

Cette nutrition est particulièrement adaptée aux personnes ne pouvant ou ne voulant plus s'alimenter. On distingue les sondes nasales (recommandée pour une durée de nutrition entérale inférieure à 1 mois) et les sondes mise en place à travers la paroi abdominale (recommandée pour les longues durées de nutrition entérale).

Cette forme de nutrition peut engendrer certaines complications : diarrhée (dans 25 à 60 % des cas), constipation, vomissements (principalement au début), des complications locales (inflammation, fuites, obstruction) ou encore le syndrome de renutrition inappropriée.

En outre, les anorexiques ont un rapport particulier à l'eau. Elle leur permet de faciliter les vomissements, de tromper la faim, de déjouer la pesée ou encore d'avoir la sensation de nettoyer leur corps. Cette prise excessive d'eau engendre des troubles électrolytiques, voire des œdèmes. L'analyse de composition du corps est donc un outil diagnostique important dans ce cas, car le poids seul n'est pas un paramètre suffisamment sensible à l'état nutritionnel de la patiente [50] et les mesures anthropométriques (plis cutanés par exemple, rapport taille sur hanche) ne sont pas assez précises. Par exemple, une perte de masse cellulaire peut être compensée par une augmentation du fluide extracellulaire tout en observant un poids constant. Une perte de MNG peut être cachée par une augmentation de MG.

1.3.2. La dénutrition et ses effets

La dénutrition est un des aspects de la malnutrition qui est un état pathologique issu d'une déficience ou d'un excès d'un ou plusieurs nutriments. C'est une altération de l'état nutritionnel. On différencie la malnutrition primaire *i.e.* directement liée à un problème d'alimentation et la malnutrition secondaire provenant des effets d'une pathologie (sida, cancer...).

La dénutrition engendre une augmentation de la morbidité. Elle résulte d'une inadéquation entre les apports alimentaires et les besoins. Cette inadéquation conduit à une perte tissulaire qualitativement et quantitativement variable suivant les conditions de sa survenue. En cas de perte tissulaire par dénutrition, la mort survient lorsque la masse protéique est réduite de 50% en l'absence d'intervention thérapeutique.

La dénutrition représente actuellement un facteur majeur de morbidité et de mortalité, qui pose un grand problème de société pour les pays en voie de développement mais aussi, pour des raisons différentes, pour les pays dont le niveau de vie est plus élevé. On admet que 5% des personnes âgées de plus de 65 ans vivant à leur domicile sont dénutris [51], de même que 20 à 50% des malades hospitalisés [52] ou encore 40% des personnes vivant en institution.

La dénutrition est un état grave induisant des effets notables sur la croissance, la respiration, les défenses de l'organisme, les muscles, le tube digestif, la cicatrisation ou encore les nerfs et le cerveau.

En ce qui concerne la croissance chez l'enfant, elle est dans un premier temps ralentie, puis stoppée. Pour le système respiratoire, la dénutrition induit plusieurs troubles, dont un lié à la perte musculaire se révélant aussi au niveau du diaphragme et produisant une difficulté à l'inspiration et à l'expiration. Les effets sur le système immunitaire sont nombreux. On peut souligner la réduction du nombre de lymphocytes ce qui multiplie les risques d'infections. La dénutrition est la première cause d'immunodépression dans le monde. Chandra et col. [53] ont même montré que la mortalité infantile

passé de 1 à 18% en cas de malnutrition sévère dans les pays en voie de développement ; les causes de mortalité étant essentiellement infectieuses.

On note aussi que la dénutrition retarde le renouvellement cellulaire ce qui allonge la cicatrisation et entraîne des escarres. Quant à la force musculaire, elle est réduite dans ce cas. La fatigabilité est aussi accrue. Le renforcement musculaire devra être fait avec d'autant plus d'attention que les os ont souvent leur densité en calcium qui a baissé. Cette réduction musculaire et ce déficit en énergie réduit les facultés physiques et augmente les risques de chute. On a déjà souligné les troubles du système digestif. En outre, la dénutrition engendre en générale des anomalies du goût et de l'odorat, des retards de développement neurologique, des aménorrhées, des lésions cutanées, et interfère avec le métabolisme des médicaments.

La dénutrition est souvent un des éléments d'un cercle vicieux alliant état psychologique et physique. Les diagrammes de la figure 1.18 montrent comment la dénutrition induit un mauvais appétit et une perte de moral [54].

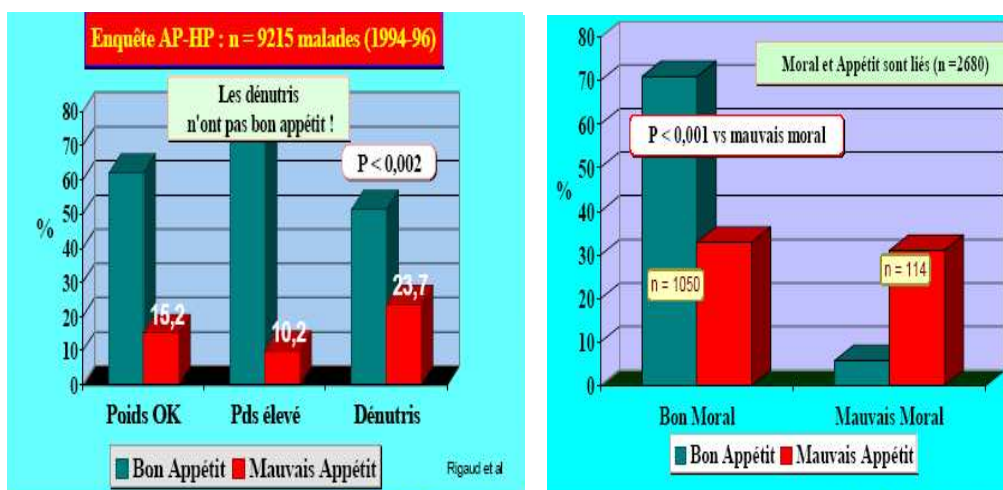


Figure 1.18 : interaction entre la dénutrition, l'appétit et l'état psychologique

Quel que soit les raisons d'une hospitalisation, l'état de dénutrition d'un sujet engendre une augmentation de la morbidité et un allongement de la durée de l'hospitalisation.

1.3.3. La détection et la quantification de la dénutrition

L'idéal serait de pouvoir dépister les sujets à risques. En pratique, on commence généralement à agir lorsque le sujet est dénutri.

Le dépistage devrait être systématique dans l'idéal. On peut noter 4 étapes :

- tout d'abord il faudrait établir la courbe de poids du sujet afin de détecter toute baisse,
- effectuer le suivi de l'indice de l'IMC (on considère une dénutrition modérée entre 17 et 18,5kg.m², une dénutrition sévère entre 15 et 17kg.m² et une dénutrition profonde si l'IMC est inférieur à 15kg.m²),

- effectuer un questionnaire du sujet sur ces habitudes alimentaires (si le sujet a au mois une réponse dans la zone rouge du tableau 1.5, on peut supposer un risque de dénutrition),

Combien faites-vous de repas par jour ?	4 repas et +	3 repas	2 repas	1 repas
Manger-vous ?	Tout le repas	Plus de la moitié	Moins de la moitié	rien
Éliminez-vous certains aliments ?	Non		Oui Lequels ?	
Avez-vous besoin d'une aide pour manger ?	Non		Oui, partielle ?	Oui, totale ?

Tableau 1.5 : questionnaire des habitudes alimentaires d'un sujet pour la détection de la dénutrition [55]

- lorsque les 3 premiers indices ont indiqué une possible dénutrition, il faut approfondir le diagnostic en réalisant un dosage des marqueurs biologiques (ionogramme, le taux d'albumine (on considère une dénutrition modérée si ce taux est entre 30 et 35g/l, une dénutrition sévère entre 25 et 30g/l et une dénutrition profonde si ce taux est inférieur à 25g/l), et le taux de préalbumine (on considère une dénutrition modérée si ce taux est entre 150 et 220mg/l, une dénutrition sévère entre 100 et 150mg/l et une dénutrition profonde si ce taux est inférieur à 100mg/l) [56].

La dénutrition est devenue un enjeu majeur, notamment au niveau du milieu hospitalier, depuis le lancement du programme national Nutrition et Santé 2001-2005 (plan ministériel du 31/01/01). Il serait important que le dépistage de la dénutrition passe aussi dans les pratiques courantes de la médecine de ville, au niveau médical ou paramédical.

En réalité, la détection de la dénutrition n'est pas encore une pratique courante. On peut comprendre que le personnel médical ou paramédical manque de temps pour effectuer ce suivi. Certains tentent un suivi en mesurant l'IMC, le WHR, et quelques rares praticiens effectuent en routine des mesures de MG.

Que ce soit pour les patientes anorexiques, les personnes âgées ou toutes personnes hospitalisées, la détection et le suivi de la dénutrition par une méthode simple, non invasive et rapide, serait intéressante. L'impédancemétrie, à travers un dispositif rapide, ergonomique et complet aux niveaux des informations qu'il propose, pourrait être pertinent, notamment si cette mesure peut s'effectuer en même temps que la prise de poids. L'idéal serait de ne pas faire perdre du temps au personnel médical. De plus, il faut que ce test soit bien accepté par les patients. On peut comprendre la peur des adolescentes anorexiques ou encore des personnes âgées face à ce type de test. Dans ce cas, la prise séparée de mesures d'impédance et du poids pourraient permettre de dissocier la peur de la prise de poids et les tests d'impédance. Il ne faut pas oublier la différence entre la réalité du terrain médical, hospitalier et même sportif et l'idéal scientifique.

De nombreuses études s'appuient sur l'IMC, les mesures anthropométriques ou les enquêtes nutritionnelles pour évaluer la prévalence de la malnutrition chez les patients à l'admission ou au cours

de l'hospitalisation [57, 58]. D'autres études ont été menées pour détecter et quantifier la dénutrition par bioimpédance. Kyle et col. [59] ont utilisé un impédancemètre monofréquence pour dépister la déplétion de la MNG et MG chez 995 patients admis aux urgences. Barbosa et col. [60] ont voulu vérifier si la bioimpédance pouvait détecter la dénutrition telle qu'elle est définie par le SGA (Subjective Global Assessment) [61]. Pour ce faire, ils ont étudié 3 paramètres : la phase à 50kHz, le pourcentage de BCM (BCM/W) et le rapport ECM/BCM. Les 279 patients faisant partie de l'étude subissaient les mesures durant les 72h suivant leur admission. Ils étaient tous hospitalisés pour subir une chirurgie gastro-intestinale. Leurs résultats ont indiqué que la bioimpédance était capable de détecter une certaine dénutrition mais qu'il fallait encore développer d'autres paramètres pour qu'un test d'impédance soit fiable dans ce cas. Selon eux, dans leur étude de 2003, la bioimpédance vient en complément du SGA, mais ne peut le remplacer.

1.3.4. D'autres applications de l'étude de l'état nutritionnel et hydrique

Au-delà du suivi de la dénutrition chez l'adolescent et l'adulte, l'étude de l'état nutritionnel et hydrique ouvre de nouvelles perspectives comme le suivi hydrique chez le nouveau-né, le nourrisson et l'enfant, l'étude du syndrome des grands brûlés, l'investigation des rétentions hydrosodées dans le cadre notamment des néphropathies... Un autre champ, que nous n'avons pas exploré dans cette thèse mais qui est pourtant un problème de santé publique aux USA, et qui le devient peu à peu en France, est l'obésité chez l'enfant comme chez l'adulte.

L'obésité durant l'enfance augmente le risque de morbidité même si elle ne persiste pas à l'âge adulte. Elle va participer à l'augmentation des troubles cardiovasculaires et au risque d'apparition du diabète de type II. De nombreux auteurs se sont intéressés à l'obésité, et notamment à son suivi par bioimpédance, tels que Lazzer et col. [24] ou encore Waluga et col. [62]. Ces derniers ont suivi les effets de trois régimes hypocaloriques administrés à des femmes obèses : le premier était un régime hypocalorique simple, le deuxième un régime hypocalorique auquel on a ajouté des prises d'éphédrine et de caféine et le dernier un régime hypocalorique auquel on a ajouté en plus des médicaments précédents, une prise de yohimbine. Ils ont montré que l'ajout de ces éléments, en plus du régime hypocalorique, avaient un effet sur le système cardiovasculaire, soit au repos soit à l'exercice.

1.4. CONCLUSION DU CHAPITRE 1

Cette revue bibliographique décrit les différents compartiments abordés par la composition corporelle et les méthodes existantes pour les explorer. On a mis en évidence la pertinence de l'impédancemétrie par rapport à d'autres méthodes d'exploration, moins ergonomiques, moins rapides, plus coûteuses et souvent incomplètes, donnant soit des informations fiables sur les tissus, soit sur les fluides. De plus, on a montré l'importance des effets de la dénutrition sur le corps, qu'ils soient issus d'une mauvaise alimentation en milieu hospitalier par exemple ou bien d'une maladie telle que l'anorexie.

Dans un premier temps, nous nous sommes intéressés au futur potentiel de l'impédancemétrie pied-pied, par le biais de l'étude d'un prototype de pèse-personne impédancemètre, cherchant à valider ce genre de dispositif pour certains types de populations pathologiques. Dans le prolongement, nous nous sommes intéressés au développement de nouvelles fonctionnalités.

Enfin, dans un deuxième temps, nous avons étudié les variations de la composition corporelle par impédancemétrie induites par l'anorexie mentale, l'insuffisance cardiaque ou encore un âge avancé.

2. MATERIELS & METHODES

Dans le cadre de ces travaux, nous avons utilisé un prototype de la société TEFAL, dérivé de leur modèle commercial, le Bodymaster Vision[®], que nous avons cherché à valider et développer. Pour ce faire, nous nous sommes servis de deux appareils de référence : le XITRON et le DEXA. Le premier est notre référence pour la mesure des volumes en eau et le second est notre référence pour la mesure des tissus (MNG, MG et CMO).

Nous avons travaillé sur la base de deux principaux protocoles et développé un ensemble de méthodes décrites dans ce chapitre.

2.1 LES APPAREILLAGES

2.1.1. L'impédancemètre XITRON Hydra 4200[®]

L'impédancemètre utilisé comme référence pour la mesure des volumes en eau est l'Hydra 4200 (XITRON technology[®], San Diego, USA). Il s'agit d'un dispositif professionnel, répondant aux normes européennes, et classé comme appareil de classe 1. Un système interne permet d'isoler le circuit lié au secteur (220V) de celui lié au sujet. La figure 2.1 montre l'appareil dans son ensemble.



Figure 2.1 : photo du XITRON Hydra 4200

Ce dispositif multifréquentiel injecte un courant alternatif d'une intensité variant de 200 μA à 800 μA sur une gamme de 50 fréquences variant de 5kHz à 1MHz. L'injection du courant et la mesure de la tension se font à l'aide d'électrodes adhésives composées d'un gel d'eau salée et d'une fine pellicule d'argent. La position de ces électrodes est décrite figure 2.2.

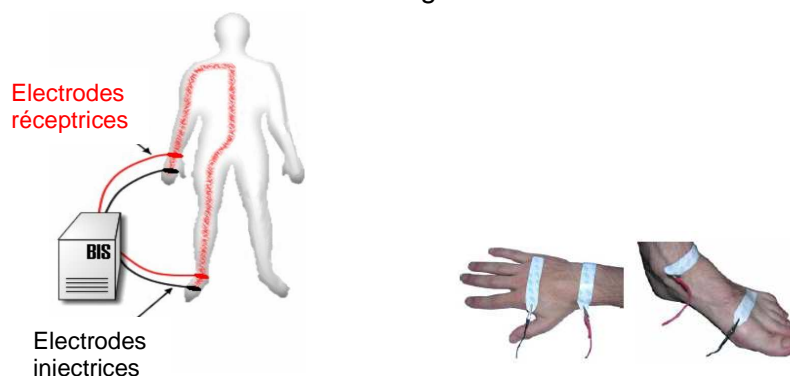


Figure 2.2 : positionnement des électrodes

Pour limiter les interférences, une distance de 4 cm doit séparer les électrodes injectrices (créant les lignes de courant traversant le corps) et les électrodes réceptrices (permettant la mesure de la tension). Malgré le soin apporté à la conductivité des électrodes XITRON, nous avons du parfois humidifier légèrement la peau des patients dont la résistance cutanée était trop importante (personnes âgées,

jeunes filles anorexiques). La méthode de mesure à quatre fils (deux pour l'injection et deux pour la réception) n'est pas toujours suffisante pour réduire la résistance des peaux trop déshydratées.

Le XITRON est accompagné d'un logiciel permettant de calculer en temps réel les valeurs des résistances extra et intracellulaire (Re_x et Ri_x) du tissu biologique par extrapolation d'après le modèle de Cole-Cole (chapitre 1.1.3.3.).

Un fantôme permet d'étalonner l'appareil et de vérifier son bon fonctionnement. Pour quantifier l'erreur de reproductibilité du XITRON, nous avons effectué 10 mesures indépendantes, toutes les 20 secondes, sur un sujet en position couchée. Nous avons ensuite calculé en pourcentage l'écart moyen obtenu sur ces 10 mesures. Toutes les données de l'appareil sont reproductibles avec une erreur inférieure à 1%. Le tableau 2.1 donne les pourcentages d'erreur de reproductibilité sur les valeurs de $Rinf_x$, Re_x , Ri_x , Ve_x , Vi_x et MNG_x donnés par le XITRON.

	% d'erreur sur la reproductibilité
$Rinf_x$	0,35
Re_x	0,32
Ri_x	0,91
Ve_x	0,05
Vi_x	0,20
Vt_x	0,10
MNG_x	0,12

Tableau 2.1 : pourcentage d'erreur sur la reproductibilité des mesures données par le XITRON.

On observe que les erreurs sont plus importantes sur la reproductibilité des résistances, avec notamment 0,91% pour Ri_x . Cependant, l'erreur est minimisée dans le calcul des volumes avec une erreur de 0,20% sur la reproductibilité de Vi_x . En effet, le XITRON moyenne les résistances avant de calculer les volumes.

Le logiciel permet aussi l'obtention du volume en eau extracellulaire Ve_x selon l'équation 1.15, du volume en eau intracellulaire Vi_x selon l'équation 2.1 et du volume d'eau totale Vt_x par la somme des deux.

Pour le calcul de ces volumes, le XITRON se base sur la méthode BIS (BioImpedance Spectroscopy) issue des travaux de De Lorenzo [18], prenant en compte la théorie de Hanaï [19], qui décrit les propriétés électriques de suspensions d'éléments non conducteurs. Le volume extracellulaire Ve , en litre, est alors calculé selon les équations 1.15 et 1.16 (chapitre 1.1.3.3.).

Van Loan et col. [63] ont déterminé le coefficient k_e à partir de l'équation 1.15 en mesurant Ve avec des méthodes de dilution et Re par bioimpédance multifréquence. Ils obtiennent $k_e=0,306$ pour les hommes et 0,316 pour les femmes.

Les résistivités extracellulaires correspondantes à cette valeur k_e sont respectivement 40,3 Ω .cm pour les hommes et 42,3 Ω .cm pour les femmes, celles-ci sont proches de celles du sérum physiologique.

Le volume d'eau intracellulaire V_i est donné par :

$$\left(1 + \frac{V_i}{V_e}\right)^{5/2} = \frac{R_e + R_i}{R_i} \left(1 + K_\rho \frac{V_i}{V_e}\right) \quad (2.1)$$

$$\text{Avec } k_\rho = \rho_i / \rho_e \quad (2.2)$$

Où V_e et V_i sont les volumes en eau extra et intracellulaire en litre, R_e et R_i les résistances extra et intracellulaire en ohm. De Lorenzo et col. ont déterminé les valeurs de K_ρ en comparant avec des mesures de dilution. Ils trouvent 3,82 pour les hommes et 3,4 pour les femmes.

Bien que le XITRON calcule ses volumes en eau selon la méthode BIS, le logiciel utilise par défaut les résistivités extracellulaires ρ_e suivantes : 40,5Ω.cm et 39,0Ω.cm respectivement pour les hommes et pour les femmes, soit des valeurs de K_e respectives de 0,299 et de 0,307. De même, les résistivités intracellulaires ρ_i utilisées par le logiciel sont les suivantes : 273,9Ω.cm et 264,9Ω.cm respectivement pour les hommes et les femmes. Ces corrections ont été effectuées suite à des mesures de dilutions isotopiques.

L'appareil et ses logiciels sont validés pour un sujet en position allongée depuis au moins 15 minutes pour que les fluides soient stabilisés dans le corps. La position debout prolongée engendre une accumulation des fluides dans le bas du corps. De plus, les mesures, même segmentaires, se font du côté droit du corps pour éviter le cœur. Toute personne ayant un pace maker ne peut être incluse dans ces protocoles.

La méthode de De Lorenzo implique que les fluides extra et intracellulaire seraient indépendants, avec des résistivités différentes. Or, on sait que ces compartiments hydriques effectuent des échanges ioniques pour permettre l'équilibre de la pression osmotique ou encore des échanges d'eau notamment pour résorber un œdème intracellulaire. Jaffrin et col. [64] ont proposé de considérer l'eau totale, non pas comme la somme de l'eau extra et intracellulaire, mais comme un fluide macroscopiquement homogène. Ceci conduit à considérer une résistivité équivalente ou moyenne ρ_∞ . En reprenant la démarche de De Lorenzo et en considérant les éléments non conducteurs, l'eau totale est alors obtenue par :

$$V_{t_n} = 0,01 \left(\frac{K_b \rho_\infty H^2 (W/D_b)^{1/2}}{R_{inf}} \right)^{2/3} \quad (2.3)$$

$$\text{Avec } \rho_\infty = \left(\frac{MNG \times 0,732}{10^{-2}} \right)^{3/2} \left(\frac{R_\infty}{k_b H^2 (W/D_b)^{1/2}} \right) \quad (2.4)$$

où K_b est le coefficient de forme égal à 4,3, ρ_∞ est la résistivité équivalente des deux compartiments extra et intracellulaire et est égale à 100,5Ω.cm pour les femmes et 104,34Ω.cm pour les hommes [64], W est le poids en Kg, D_b est la densité du corps égale à 1,05Kg/l et R_{inf} est la résistance extrapolée à fréquence infinie par le modèle de Cole-Cole. On différenciera les données issues du XITRON par (x) et les données issues de notre nouvelle méthode par (n).

2.1.2. Le prototype de pèse-personne impédancemètre TEFAL

Il s'agit d'un pèse-personne impédancemètre (PPI) «grand public» de la société TEFAL, version modifiée de celle commercialisée actuellement, le Bodymaster Vision®. En effet, ce prototype donne également les valeurs des résistances extracellulaire R_{e_t} et totale R_{∞_t} en plus du poids, de la masse non grasse MNG_t et de la masse grasse MG_t . La figure 2.3 présente l'appareil.



Figure 2.3 : photo du prototype PPI provenant d'une modification du Bodymaster Vision®

Cet appareil est simple d'utilisation. Après avoir entré les informations sur l'individu à peser : sexe, âge (A en années), taille (H en cm), on peut obtenir son poids W (kg), sa masse non grasse (MNG_t en kg), sa masse grasse (MG_t en kg) ainsi que les résistances extracellulaire R_{e_t} et totale R_{∞_t} . Il faut noter que le prototype, même modifié, n'a pas la capacité pour l'instant de donner les deux résistances. Il nous faut donc utiliser un appareil pour obtenir R_{e_t} et un autre pour obtenir R_{∞_t} . Les deux conservent la capacité de fournir la masse grasse et le poids.

Cet appareil fonctionne avec 4 piles de 1,5V et injecte un courant alternatif ne dépassant pas $800 \mu A$, formant un signal carré breveté de $114 kHz$ et ayant une période de $8,7 \mu s$.

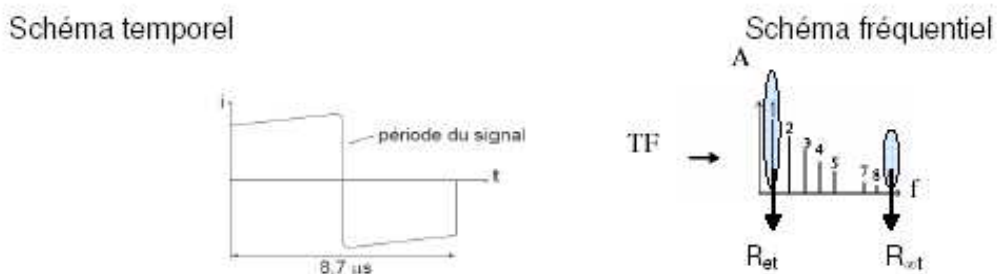


Figure 2.4 : obtention des résistances extracellulaire R_{e_t} et totale R_{∞_t} par le prototype, impédancemètre monofréquence

La figure 2.4 schématise l'obtention des résistances R_{e_t} et R_{∞_t} à partir du signal mono fréquence du prototype. En appliquant la transformée de Fourier au signal carré en mode temporel, on obtient le signal en mode fréquentiel, et on extrait la résistance R_{e_t} à basse fréquence, provenant du palier du signal temporel, et la résistance R_{∞_t} à haute fréquence, provenant du front montant du signal temporel. Ainsi, on peut retirer schématiquement plusieurs fréquences du signal en mode fréquentiel (spectral), issu d'un signal monofréquence en mode temporel.

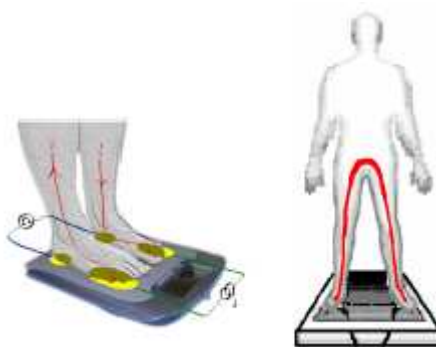


Figure 2.5 : positionnement des électrodes

La figure 2.5 indique le positionnement des électrodes et les lignes de courant induites par le prototype. Les électrodes réutilisables sont placées sous l'avant des pieds pour les injectrices et sous les talons pour les réceptrices. De part le placement des électrodes, les lignes de courant parcourent le corps à travers les jambes et le bas du tronc. Le logiciel du pèse-personne, mis au point sur une population de 840 sujets avec pour référence des DEXA et des mesures de dilutions isotopiques, calcule la MNG_t à partir de la résistance totale dite à « haute fréquence » R_{∞_t} , avec les renseignements sexe, âge et taille. La masse grasse MG_t est déduite par différence du poids et de la MNG_t .

Les données de l'appareil sont reproductibles avec une erreur inférieure à 1%. Le tableau 2.2 donne le détail de ces erreurs pour le poids, la MG_t et la MNG_t . La mesure de poids est régulièrement étalonnée en plaçant un pack de 6 bouteilles d'eau de 1,5l sur le prototype, on peut ainsi vérifier qu'il indique bien 9kg.

	% d'erreur sur la reproductibilité
Poids W (kg)	0,05
Masse Grasse MG_t (kg)	0,17
Masse Non Grasse MNG_t (kg)	0,17

Tableau 2.2 : pourcentage d'erreur sur la reproductibilité des mesures données par le prototype

Cet appareil, conforme aux normes européennes, est caractérisé par son utilisation facile et ses électrodes réutilisables.

2.1.3. Notre référence pour la mesure des tissus : le DEXA

Cet appareil est principalement utilisé pour mesurer le calcium osseux mais l'est aussi en nutrition chez des sujets anorexiques ou obèses. Les mesures notamment de masse maigre du DEXA sont utilisées comme référence dans le domaine de la nutrition [65]. C'est un dispositif médical ne pouvant être utilisé sans la présence d'un médecin radiologue. C'est pour cela que nous avons effectué nos mesures au sein du Centre d'Imagerie Médicale Avancée de Compiègne (CIMA).



Figure 2.6 : photo du dispositif

Le DEXA (Dual-Energy X-Ray Absorptiometry) ou Absorptiométrie à rayons X à double niveaux d'énergie permet de mesurer la composition corporelle dans un modèle à trois compartiments : la masse maigre MM_d , la masse grasse MG_d et le contenu minéral osseux CMO_d (chapitre 1.2.3.3).

Ribot et col. [66] ont montré qu'un avec un rayon de basse énergie B ($\sim 40\text{Kev}$) et un de haute énergie H ($\sim 100\text{kev}$), on peut déterminer la masse osseuse (Os) et le tissu mou (TM) traversé par le faisceau selon les équations suivantes :

$$M_{TM} = (\mu_{OsB} RL_H - \mu_{OsH} RL_B) / (\mu_{OsH} \mu_{TMB} - \mu_{TMH} \mu_{OsB}) \quad (2.5)$$

$$M_{Os} = (\mu_{TMB} RL_H - \mu_{TMH} RL_B) / (\mu_{TMH} \mu_{OsB} - \mu_{OsH} \mu_{OsB}) \quad (2.6)$$

Où RL_H et RL_B désignent $\ln(I/I_0)$ (Eq. 1.28) respectivement pour les hautes et les basses énergies. Après avoir séparé le tissu osseux du tissu mou, dans les régions non osseuses, on utilise le même couple d'équations en remplaçant, les coefficients massiques par ceux de la masse maigre et de la masse grasse.

Il est aussi possible de définir un volume d'eau totale Vt_d par :

$$Vt_d = MNG_d \times 0.732 \quad (2.7)$$

où l'on suppose un coefficient d'hydratation universel de la masse non grasse de 73.2%.

Nous avons utilisé un DEXA Delphi[®] de la société HOLOGIC, dont une photo se trouve figure 2.6, pour nos mesures sur les sujets sains, et un DEXA Lunar Prodigy[®] de la société GE Medical Systems pour l'étude des adolescents anorexiques. Ces deux niveaux d'énergies sont de 40Kev et 100Kev. L'irradiation délivrée est trente fois moindre que celle d'une radiographie pulmonaire. Il est équipé d'un logiciel permettant de faire l'étude du corps entier, ainsi que celle de chaque membre (bras gauche et droit, jambe gauche et droite, tronc gauche et droit), et celle de la tête. L'examen dure de 7 à 10 minutes. Le sujet doit être vêtu légèrement et doit avoir retiré tout objet métallique (montre, collier, ceinture...) pour ne pas perturber le faisceau. Toute personne portant une prothèse ne peut donc pas participer au protocole, les résultats seraient totalement faussés. De plus, pour des raisons de sûreté, les personnes portant un pace maker ou susceptibles d'être enceinte ne peuvent pas participer aux protocoles.

Les capacités d'absorption du signal étant différentes selon les tissus, on va pouvoir les différencier selon l'atténuation du signal obtenue, représentée en niveau de gris dans l'image recueillie à la fin de l'examen et représentée figure 2.7.

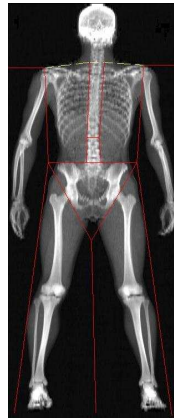


Figure 2.7 : image DEXA obtenue en fin d'examen. Les différents niveaux de gris correspondent aux différences d'atténuation des rayons X selon les tissus.

L'analyse de l'image consiste à compartimenter le corps en plaçant les limites des secteurs corporels, en rouge sur la figure 2.7. Le logiciel calcule ensuite pour chaque secteur la masse maigre, la masse grasse et le contenu minéral osseux. La figure 2.8 montre un exemple de fiche de résultats obtenus avec cet appareil pour une de nos patientes anorexiques.

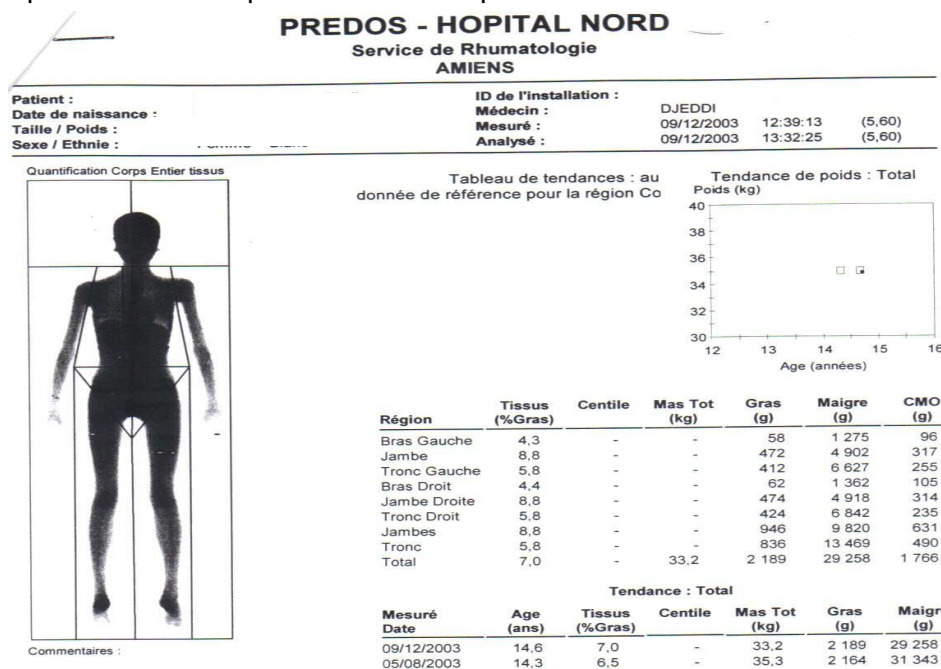


Figure 2.8 : exemple de la fiche de résultats DEXA d'une de nos adolescentes anorexiques.

Bien que les mesures réalisées à partir du DEXA soient très fiables et reproductibles, l'erreur sur les résultats est de 2 à 3%, du fait de l'analyse humaine de l'image et non automatisée. Il est important que ce soit toujours la même personne qui définisse les secteurs corporels pour limiter les variations d'un sujet à l'autre.

La zone balayée par le faisceau étant de 195x65 cm, les examens sur les personnes obèses ou très grandes sont difficiles.

2.1.4. L'ANALYCOR[®] de la société Eugédia-Spengler (Paris)

L'ANALYCOR (a) est un impédancemètre à trois fréquences (5, 50 et 100kHz). Il se présente dans un chariot disposant d'un ordinateur et d'un boîtier de mesure relié à deux paires d'électrodes à usage unique de type XITRON. Il ne permet pas de mesures segmentaires. Il n'est actuellement plus en vente. Nous ne l'avons pas utilisé nous-même, mais l'équipe du Dr. Bouillanne au centre hospitalier Emile Roux s'en sert pour le suivi des personnes âgées. Nous avons utilisé les données qu'ils ont recueillies.

L'ANALYCOR permet l'obtention des données suivantes : les résistances et les réactances à 5, 50 et 100kHz, les volumes en eau totale, extracellulaire et intracellulaire (V_{t_a} , V_{e_a} et V_{i_a}), la masse non grasse appelée masse maigre en kg et en % (MNG_a), la masse grasse en kg et en % (MG_a), la masse cellulaire en kg (MCA_a), la masse non grasse sèche en kg ($MNG_{sèche}$) et enfin le métabolisme basal en kcal/j (MB_a).

MNG_a est calculée en considérant qu'il s'agit de la somme des poids des compartiments hydriques, obtenus par le produit respectif des densités par les volumes de chaque compartiment extracellulaire et intracellulaire. La $MNG_{sèche}$ est obtenue par la différence entre la MNG_a et le volume d'eau totale V_{t_a} . Enfin, MB_a est calculé selon les équations de Harris et Benedict [67].

2.2. LES PRINCIPAUX PROTOCOLES EXPERIMENTAUX

Les protocoles ci-dessous correspondent aux principales études effectuées au sein du service grands enfants du CHU Nord d'Amiens, en collaboration avec le Dr Djeddi et le Pr. Boudailliez, et au centre d'imagerie avancée de l'hôpital de Compiègne (CIMA) en collaboration avec le Dr Krief. Pour les autres travaux, concernant les personnes âgées ou encore les patients atteints de désordres hydriques, les protocoles sont détaillés directement dans les chapitres de résultats.

2.2.1. Etude de l'état nutritionnel d'adolescentes anorexiques au CHU Nord d'Amiens

Le protocole P0 mis en place sur ces patients est un protocole de base de mesures de bioimpédance qui sera réutilisé globalement sur nos populations de sujets sains adultes, de sujets atteints de désordres hydriques ou sur notre échantillon de sujets âgés.

25 adolescents anorexiques ont participé à ce protocole dont 4 garçons et 21 filles d'âge moyen $14,8 \pm 1,8$ ans et d'indice de masse corporelle moyen $14,5 \pm 1,5 \text{kg.m}^{-2}$. Leur pathologie a été définie sur les critères définis par le DSM IV [68]. Leur participation s'est faite dans le cadre d'une étude acceptée par le CPP (comité pour la protection des personnes) de la région Picardie. La participation de ces sujets était conditionnée par l'acceptation et la signature du consentement éclairé par leurs parents. 8 de ces patients ont été suivis sur une durée allant de 1 à 8 mois. Chaque adolescent est désigné par un code constitué d'une lettre de A à Y et d'un chiffre correspondant au numéro de la séance. Par exemple, A3 désigne la 3^{ième} série de mesures sur la patiente A. Les données obtenues forment la base B8AN.

31 adolescents sains ont également participé à ce protocole comme témoins. Leur âge moyen est de $13,5 \pm 3,7$ ans et leur indice de masse corporelle moyen est de $19,8 \pm 3,2 \text{kg.m}^{-2}$. 8 garçons et 23 filles composent cet échantillon. Aucun adolescent témoin n'a subi de DEXA. Chaque adolescent témoin est

désigné par un code constitué de la lettre T pour témoin, puis d'une lettre incrémentale en fonction du sujet.

Pour le développement de nos méthodes et la validation du prototype sur ces patients, nous avons besoin des données DEXA. Or, seules 13 adolescentes avaient subi un DEXA. Nous avons donc dû définir une sous base de données B13AN constituée de 13 patientes. Pour rendre notre échantillon témoin cohérent, avec celui de nos patientes, nous avons redéfini une population de 17 adolescentes témoins, définissant la base de données B17T, d'âge et de taille moyens non significativement différents avec celui du nouvel échantillon. L'échantillon témoin est exclusivement constitué de filles comme l'échantillon des patientes. Les caractéristiques physiques de ces deux populations sont décrites dans le tableau 2.3. Le détail des bases B13AN ; B8AN et B17T est donné respectivement en annexe 1, 2 et 3.

	Patientes AN $n_o=13$	Adolescents témoins $n_o=17$	
	Moy. \pm DS	Moy. \pm DS	P t-test AN/T
Age A (années)	15,2 \pm 1,7	13,8 \pm 3,4	0,140
Poids W_t (kg)	36,7 \pm 5,1	50,9 \pm 13,1	5,0.10 ⁻⁴
Taille H (cm)	159,2 \pm 8,7	155,8 \pm 11,9	0,380
IMC (kg.m ⁻²)	14,5 \pm 1,4	20,7 \pm 3,2	2,8.10 ⁻⁷

Tableau 2.3 : caractéristiques physiques de nos populations d'adolescentes AN et témoins

Les mesures d'impédancemétrie des patientes étaient effectuées au plus prêt des mesures DEXA, faites directement au sein de l'hôpital dans le service dédié à ces examens. Ces données DEXA ont été mises en conformité par rapport aux données du prototype en multipliant les masses mesurées par le DEXA par le poids du PPI et en divisant par le poids total indiqué par le DEXA.

Nous avons utilisé deux impédancemètres pour effectuer ce protocole P0. Le prototype et notre impédancemètre de référence, le XITRON. Pour des raisons d'équilibre de la répartition des fluides, nous commençons par les mesures couchées avec le XITRON si le patient était allongé et par les mesures du PPI, debout, si le patient n'était pas alité. Dans ce cas, le sujet attendait ensuite 15 minutes en position couchée avant d'effectuer les mesures XITRON. Les courants étant inférieurs à 0,5 mA, ils sont donc indolores.

Pour la mesure du PPI, le sujet, vêtu légèrement, se plaçait, pieds nus, sur les 4 électrodes réutilisables de l'appareil. Après le passage du courant dans les jambes et le bas du tronc, nous indiquions, son sexe, sa taille H et son âge A pour obtenir sa masse grasse MG_t (kg) et sa masse non grasse MNG_t (kg). Nous notions aussi les résistances Re_t (ohm) et R^∞_t (ohm) après utilisation des deux prototypes ainsi que leur poids W_t (kg).

Pour pouvoir comparer les résistances du XITRON et du prototype, nous avons placé, en plus des électrodes sur les mains et les pieds, des électrodes sous les pieds. En position debout, nous pouvions ensuite mesurer avec le XITRON les résistances Re_{ppx} et Ri_{ppx} avec les électrodes placées sous les pieds. Ceci nous a alors permis de valider les mesures de résistances Re_t et R^∞_t du prototype.

Après que le sujet soit resté au moins quinze minutes en position allongée, nous effectuions les mesures XITRON du côté droit du corps (électrodes placées sur la main et le pied droits). Après avoir entré dans le logiciel le sexe, la taille H et le poids W du sujet, nous obtenions les résistances Re_x et Ri_x

extrapolées selon le modèle de Cole-Cole (voir 1.1.3.3.) ainsi que les volumes en eau Ve_x , Vi_x et Vt_x calculés à partir des équations de De Lorenzo (1.15 et 2.1) Nous sauvegardions aussi dans un fichier l'ensemble des résistances, réactances, impédances et phases obtenues pour les 50 fréquences.

Avec l'accord des sujets, nous avons ajouté au protocole P0, le protocole P0' pour 5 adolescents témoins et 13 patientes. Ce protocole P0' ayant été effectué pendant les suivis des patientes nous disposons de 30 mesures pour ces 13 patientes. Ce protocole P0' consiste à effectuer des mesures XITRON segmentaires. Pour ce faire, nous avons ajouté des électrodes réceptrices sur l'épaule et la hanche. Pour pouvoir calculer les volumes indépendamment du XITRON nous avons besoin des dimensions des membres. En les assimilant à des cylindres, nous avons donc mesuré avec un mètre ruban les circonférences du poignet et du biceps pour le bras, le tour de poitrine et le tour de hanche pour le tronc ainsi que les circonférences de la cheville et du quadriceps pour la jambe. Nous notions aussi les longueurs de chacun des membres. Un schéma détaillant le placement des électrodes et les prises de mesures pour la reconstitution des volumes des membres est donné dans l'annexe 4.

Nous avons effectué ensuite une à une les mesures d'impédance du bras, du tronc et de la jambe du côté droit. Nous recueillons grâce au logiciel du XITRON, Re_{bx} et Ri_{bx} pour le bras, Re_{tx} et Ri_{tx} pour le tronc et enfin Re_{jx} et Ri_{jx} pour la jambe ainsi que les volumes en eau associés Ve_x , Vi_x et Vt_x ayant entré dans le logiciel la longueur et les circonférences définissant chaque membre.

Ce protocole de prises de mesures segmentaires P0' a aussi été appliqué à des sportifs et des adultes sains. L'ensemble de ces données segmentaires forme la base de données B54seg.

2.2.2. Développement de nouvelles fonctionnalités pour le prototype

Les études utilisant des PPI TEFAL nous ont amené à établir une base de données B60S de 60 volontaires adultes sains. Pour ce faire, nous avons obtenu l'accord du comité consultatif de protection des personnes (CPP) de la région Picardie. Les personnes susceptibles d'être enceintes, de porter une prothèse ou un stimulateur cardiaque ont été exclues de ce protocole P1. De même, les personnes souffrant de maladies mentales n'ont pas été incluses.

L'ensemble de ces mesures a été effectué en collaboration avec Roland Kieffer, étudiant en master [69]. Nous avons analysé 30 hommes d'âge moyen $33,9 \pm 16,2$ ans et d'IMC moyen $19,8 \pm 3,2$ kg.m^{-2} ainsi que 30 femmes d'âge moyen $35,0 \pm 15,5$ ans et d'IMC moyen $23,4 \pm 3,1$ kg.m^{-2} . Le tableau 2.4 indique les caractéristiques physiques de cette population.

	Hommes sains $n_m=30$	Femmes saines $n_f=30$
	Moy. \pm DS	Moy. \pm DS
Age A (années)	$33,9 \pm 16,2$	$35,0 \pm 15,5$
Poids W_t (kg)	$75,7 \pm 14,1$	$62,7 \pm 9,3$
Taille H (cm)	$178,4 \pm 5,6$	$163,5 \pm 4,2$
IMC (kg.m^{-2})	$19,8 \pm 3,2$	$23,4 \pm 3,1$

Tableau 2.4 : caractéristiques physiques de notre population d'adultes volontaires sains

Toutes les mesures ont été effectuées entre 18h et 20h et duraient environ 1h par sujet. Le protocole était globalement le même que P0. La différence est que nous assurions nous-mêmes les mesures

DEXA. Ainsi, le volontaire commençait par se changer pour être en sous-vêtement et vêtu d'une blouse légère. Nous mesurons sa taille à l'aide de la toise de l'hôpital. Nous effectuons ensuite les mesures avec le PPI pour obtenir le poids W_t , la MG_t , la MNG_t , Re_t et R^∞_t . Le sujet devait alors s'allonger pour subir un DEXA. Les images étaient traitées directement après l'examen ce qui nous permettait ainsi d'informer directement le sujet sur ses résultats de MM_d , MG_d et CMO_d pour le corps entier et les segments corporels.

Le volontaire passait ensuite dans une salle d'examen annexe dans laquelle nous procédions aux mesures XITRON comme décrites dans le protocole P0. 34 d'entre eux ont accepté de subir le protocole P0'. Leurs données segmentaires se trouvent dans la base B54seg.

Pour valider nos méthodes de mesures des tissus notamment le CMO pour le prototype, nous avons utilisé une base de données issue d'une autre étude effectuée par Hélène Morel, étudiante en master sur un protocole semblable [70]. Cette base de validation est nommée B87Val.

2.3. NOS METHODES DE CALCUL

2.3.1. Calcul des volumes en eau

Nous décrivons ci-dessous les méthodes pour l'obtention des volumes en eau extracellulaire et totale développées pour le prototype. Les équations permettant l'obtention des volumes en eau du XITRON sont décrites dans le paragraphe 2.1.1. Vi_t et Vi_n sont respectivement calculés par la différence entre Vt_t et Ve_t , et la différence entre Vt_n et Ve_x , où Vt_n est le volume d'eau totale obtenu à partir du XITRON en utilisant notre nouvelle méthode décrite paragraphe 2.1.

2.3.1.1. Calcul des volumes d'eau extracellulaire

Le détail du calcul du volume d'eau extracellulaire du XITRON Ve_x est donné paragraphe 2.1.1.

Les lignes de courant du PPI ne passant que dans les jambes et le bas du tronc, il faut déterminer un coefficient correcteur pour que le volume d'eau extracellulaire calculé donne bien le volume d'eau extracellulaire du corps entier. Nous définissons ainsi l'équation de Ve_t par :

$$Ve_t = K_{et} \left(\frac{H^2 W^{1/2}}{Re_t} \right)^{2/3} \quad (2.8)$$

Avec H, la taille en cm, W, le poids en kg, Re_t , la résistance extracellulaire du PPI en ohm et K_{et} , le coefficient correcteur permettant d'estimer le volume d'eau extracellulaire du corps entier Ve_t .

Pour déterminer K_{et} , nous calculons pour chaque sujet de B60S son coefficient individuel K_i à partir du volume Ve_x déterminé par le XITRON et considéré comme notre référence.

$$K_i = \frac{Ve_x}{\left(H^2 W^{1/2} / Re_t \right)^{2/3}} \quad (2.9)$$

Nous avons ensuite calculé les moyennes et écarts-types pour chaque sexe de ce coefficient, et ainsi obtenu $K_{et\text{♂}}=0,285\pm0,013$ et $K_{et\text{♀}}=0,265\pm0,010$.

2.3.1.2. Calcul des volumes en eau totale

Le calcul du volume d'eau totale V_{t_x} issu du XITRON, ou V_{t_n} issu du XITRON modifié par notre nouvelle méthode, est expliqué au paragraphe 2.1.1.

En ce qui concerne le PPI, nous avons suivi la même méthode que pour déterminer V_{e_t} . Nous avons donc cherché à établir l'équation suivante :

$$V_{t_t} = K_{tt} \left(\frac{H^2 W^{1/2}}{R_{\infty_t}} \right)^{2/3} \quad (2.10)$$

Avec H , la taille en cm, W , le poids en kg, R_{∞_t} , la résistance totale du PPI en ohm et K_{tt} , le coefficient correcteur permettant d'estimer le volume d'eau totale du corps entier V_{t_t} .

Comme précédemment, nous avons calculé les coefficients K_i de la base B60S pour chaque sujet et défini K_{tt} , coefficient moyen pour chaque sexe.

$$K_i = \frac{V_{t_n}}{\left(H^2 W^{1/2} / R_{\infty_t} \right)^{2/3}} \quad (2.11)$$

Nous avons établi nos coefficients par rapport l'eau totale de la nouvelle méthode et non pas du XITRON. En effet, cette méthode s'est montrée plus fiable que celle du XITRON aussi bien sur des sujets sains que sur des patients dans les travaux de Marianne Fenech [20].

2.3.2. Calcul des tissus

Nous décrivons, ci-dessous, les méthodes développées pour le prototype, pour prédire le contenu minéral osseux, la masse maigre du corps et des membres ou encore la masse musculaire du corps entier. Nous présentons aussi une équation alternative à Kotler [37] pour le calcul de la masse cellulaire pour des dispositifs ne pouvant pas mesurer les résistances et réactances à 50kHz.

2.3.2.1. Estimation de la masse non grasse

Le manuel du XITRON indique l'équation choisie pour le calcul de la MNG_x . Elle prend en compte les densités d_e et d_i des milieux extra et intracellulaire. On obtient alors

$$MNG_x = d_e \cdot V_{e_x} + d_i \cdot V_{i_x} \quad (2.12)$$

Avec $d_e=1.106$ et $d_i=1.521$.

En revanche, pour la nouvelle méthode, le choix s'est porté sur des données plus universelles que les densités des milieux hydriques. Elle prend en compte le coefficient moyen d'hydratation d'une population saine soit,

$$MNG_n = V_{t_n} / 0,732 \quad (2.13)$$

Où V_{t_n} est le volume d'eau totale en litre calculé à partir de la nouvelle méthode.

2.3.2.2. Prédiction de paramètres nutritionnels corps entier et segmentaires pour le prototype

Que ce soit pour le CMO ou la MM du corps entier ou des membres (respectivement jambes puis bras), nous avons utilisé principalement deux méthodes. La première consiste à considérer qu'en moyenne notre CMO ou la MM constitue un certain pourcentage de notre MNG. Nous avons donc calculé pour chaque sujet de notre base de données de sujets sains B60S puis de notre base de validation B87Val, le pourcentage que représente le CMO_d, la MM_d, la MM_{jd} (respectivement MM_{bd}) par rapport à la masse non grasse MNG_d obtenue avec le DEXA. Nous avons ensuite moyenné ces résultats pour chaque sexe, et appliqué ces coefficients à nos données issues du prototype.

Nous avons alors obtenu les équations du type (tous les paramètres sont en kg) :

$$CMO_t = a\% MNG_t \quad (2.14)$$

$$MM_t = b\% MNG_t \quad (2.15)$$

$$MM_{j_bt} = c\% MNG_t \quad (2.16)$$

La littérature a souvent proposé des équations de régression, linéaire ou non, mono ou multivariable, qui se sont avérées fiables après avoir été validées par des méthodes de référence. De plus, ces équations prennent en compte de nombreux paramètres et on peut donc penser qu'elles sont plus précises que les équations généralistes proposées ci-dessus. Notre seconde méthode a donc consisté à établir des équations de régression multivariable prenant comme référence CMO_d, MM_d et MM_{jd} (respectivement MM_{bd}) et comme paramètres : l'âge A en années, la taille H en cm, le poids en kg, la MNG_t en kg ou Rinf_t en ohm. Nous avons tout d'abord travaillé en considérant que tous les paramètres sont significatifs. Une autre étude devra être ensuite menée pour optimiser ces équations en éliminant les paramètres non significatifs ou en proposant des paramètres différents intégrant ces derniers. Par exemple pour une équation où la taille n'est pas significative, on pourra proposer à la place des paramètres H et Rinf_t, un paramètre H²/Rinf_t, très utilisé dans la littérature pour normaliser les échantillons. Nous avons donc cherché, à l'aide du logiciel Kyplot, les coefficients a, b, c, d et e vérifiant l'équation suivante :

$$Y_d = a \times A + b \times H + c \times W_t + d \times X + e \quad (2.17)$$

Où Y_d est, selon ce qui est recherché, CMO_d, MM_d, MM_{jd} ou MM_{bd} (en kg), A est l'âge en années, H est la taille en cm, W_t est le poids obtenu avec le PPI en kg, X est, selon l'étude, la MNG_d (en kg) ou Rinf_t (en ohm), et a, b, c, d et e sont les coefficients de régressions donnés par le logiciel Kyplot.

Ces coefficients connus, nous pouvions alors les appliquer aux données du PPI et obtenir :

$$Y_t = a \times A + b \times H + c \times W_t + d \times X + e \quad (2.18)$$

Où Y_t est donc, selon ce qui est recherché, CMO_t, MM_t, MM_{jt} ou MM_{bt} (en kg), A est l'âge en années, H est la taille en cm, W_t est le poids obtenu avec le PPI en kg et X est, selon l'étude, la MNG_t (en kg) ou Rinf_t (en ohm).

Pour prédire la masse maigre du corps, notre première méthode a été de retrancher le CMO à la masse non grasse, soit :

$$MM_t = MNG_t - CMO_t \quad (2.19)$$

Une deuxième méthode a été de développer une équation de régression multivariable du type 2.16.

2.3.2.3. Estimation de la masse musculaire du corps entier

Notre référence pour quantifier la masse musculaire squelettique est l'équation de Wang [71] validée par IRM.

$$Mmus_{wang} = 0,0093TBK_k - 1,31Sexe + 0,059Noir + 0,024A - 3,21 \quad (2.20)$$

Où $Mmus_{wang}$ est la masse musculaire squelettique du corps entier en kg, TBK_k est le potassium total du corps en mmol (Eq. 2.19), Sexe est égal à 1 pour les hommes et zéro pour les femmes, Noir est égal à 1 pour les personnes d'origines afro-américaines ou africaines ou 0 sinon, et A est l'âge en années.

Ce calcul est possible que si l'on connaît la résistance et la réactance à 50kHz, or ce n'est pas le cas du prototype. Nous avons donc cherché à développer des équations spécifiques pour ce PPI. Pour ce faire, nous avons établi une équation du type 2.16 ayant pris comme référence la masse musculaire de Wang [71].

2.3.2.4. Estimation des masses cellulaires BCM

La masse cellulaire ou la masse cellulaire active dite aussi masse maigre sèche sont des indicateurs utilisés pour le suivi de la dénutrition. Il existe deux références pour le calcul de la BCM : la méthode de Leweling [39] et la méthode de Kotler [37]. Cette dernière consiste à adapter la méthode de Moore et col. [38] qui considérait la BCM comme le produit de la quantité totale de potassium du corps TBK multiplié par 0,00833. TBK était alors obtenu en quantifiant le potassium radioactif naturel du corps. En effet, cet isotope est à un taux constant de 0,012 % du potassium total. Kotler a gardé l'équation de Moore, mais a développé par impédancemétrie les équations de régression multivariable permettant l'obtention du potassium totale du corps en prenant comme référence la mesure directe du potassium radioactif. Il a obtenu les équations suivantes :

$$TBK_{k\ \sigma} = \frac{44,89H^{1,6}}{X_{cp}^{-0,5}} + 18,52W - 386,66 \quad (2.21a)$$

$$TBK_{k\ \varphi} = \frac{1,248H^{2,07}}{X_{cp}^{-0,36}} + 5,79W - 230,51 \quad (2.21b)$$

Où TBK_k est le potassium total du corps en mmol, H est la taille en cm, W est le poids en kg et X_{cp} est la réactance équivalente en ohm définie par :

$$X_{cp} = X + \frac{R^2}{X} \quad (2.22)$$

Où X et R (en ohm) sont respectivement la réactance et la résistance à 50kHz.

Wang et col. [71] ont proposé une correction pour le coefficient de Moore supposant que la population ayant évolué depuis 1963, date de développement du coefficient, il n'est plus viable. Leurs nouvelles mesures sur 112 adultes sains ont permis de développer l'équation suivante :

$$BCM_w = 0,0092 \times TBK \quad (2.23)$$

L'autre méthode de référence pour le calcul de la BCM a donc été développée par Leweling. Elle se base sur la masse non grasse totale du corps MNG (en kg) ainsi que sur la phase (en degré) à 50kHz selon l'équation suivante :

$$BCM_t = MNG \times 0,29 \times LnPhase \quad (2.24)$$

L'utilisation des méthodes de références de Kotler et Leweling pour le calcul de la BCM n'est possible que si l'on a les résistances et les réactances à 50kHz, ce qui n'est pas le cas des PPI. Nous avons donc cherché à calculer plus simplement la BCM. Pour ce faire nous avons considéré la définition de Kyle et col. [25] donnant la BCM comme la somme des protéines viscérales et de la masse du compartiment intracellulaire ce qui est donc équivalent à la MNG à laquelle on retranche le CMO et la masse du compartiment extracellulaire (égal au produit de V_e par la densité du même compartiment). Nous calculons donc la BCM à partir de la deuxième définition comme nous ne connaissons pas la masse de protéines viscérales. Les masses sont en kg et les volumes en litre.

Pour le PPI, nous obtenons donc :

$$BCM_t = MNG_t - CMO - 1,106 \times V_{e_t} \quad (2.25)$$

Pour le XITRON :

$$BCM_x = MNG_{x_2} - CMO - 1,106 \times V_{e_x} \quad (2.26)$$

Pour le XITRON utilisant notre nouvelle méthode :

$$BCM_n = MNG_n - CMO - 1,106 \times V_{e_x} \quad (2.27)$$

Dans les équations de 2.23 à 2.25, le CMO a été calculé avec une corrélation proposée par le manuel du XITRON :

$$CMO = 0,068 \times MNG \quad (2.28)$$

Avec MNG correspondant respectivement à la MNG_t , MNG_x et MNG_n . Le coefficient de 0,068 correspond à la part d'os de la MNG. Il faut cependant noter que dans ce cas, ces 6,8% prennent en compte aussi l'os spongieux et non pas seulement l'os cortical. Nous avons utilisé ce coefficient pour homogénéiser les équations entre les appareils, ne disposant pas de CMO_d issus du DEXA pour tous les sujets. Dans une seconde phase, il faudra améliorer ces méthodes en remplaçant $0,068 \times MNG$ par le meilleur CMO validé pour chaque méthode.

Un autre indicateur important du suivi de la dénutrition est la masse extracellulaire, définie comme la différence entre la MNG et la masse cellulaire de Leweling (Eq. 2.22), soit

$$ECM = MNG - BCM_t \quad (2.29)$$

Avec la MNG et la BCM étant respectivement la MNG_t (BCM_t), MNG_x (BCM_x), la MNG_n (BCM_n) ou la MNG_d (BCM_d) selon que l'on calcule l' ECM_t , l' ECM_x , l' ECM_n ou l' ECM_d . Tous ces paramètres sont en kg.

La perte protéique étant un élément important lors de la dénutrition, nous avons souhaité avoir un autre indice en complément : la quantité de protéines totales du corps TBPro (en kg), dont l'équation a été développée par Wang et col. [72] :

$$TBP_{ro} = 0,00252TBK + 0,0008Vt + 0,42456CMO \quad (2.30)$$

Avec TBK en mmol qui est la quantité de potassium total du corps, Vt en litre qui est le volume d'eau totale, et CMO qui est le contenu minéral osseux en kg.

Enfin, pour affiner le suivi de la perte protéique chez nos patients nous avons ajouté un dernier indicateur, la BCM_{pro} qui nous permet de voir les variations de la quantité de protéines dans la BCM. Wang et col. [72] ont développé l'équation suivante permettant de calculer cet indice :

$$BCM_{pro} = 0,3838 \times Vi \quad (2.31)$$

Où BCM_{pro} est en kg, et Vi est le volume d'eau intracellulaire en litre.

2.4. STATISTIQUES

La majorité du traitement des données se fait sous le logiciel Excel de Microsoft®. Nous effectuons les moyennes (Moy.) et les écarts-types (DS) des données pour chaque sexe et la population mixte. Pour visualiser la comparaison de deux méthodes, nous effectuons des diagrammes de Bland-Altman [73] dont les limites d'agrément sont calculées par $moyenne \pm 2DS$. Pour comparer des méthodes utilisées sur une même population, nous effectuons des tests de Student appariés. En revanche, si nous comparons des populations différentes, nous utilisons des tests de Student non appariés. La probabilité P associée au test de Student est définie de sorte que si $P < 0,001$, $P < 0,01$ ou $P < 0,05$, la différence entre les méthodes comparées est significative. Si $P > 0,05$, alors la différence entre les méthodes n'est pas significative.

Les régressions linéaires monovariées ont été établies graphiquement avec Excel, et sont associées à leur coefficient de corrélation et à leur probabilité p. Plus p est petit et moins nous risquons de faire une erreur en considérant ces équations comme fiables.

Pour établir les régressions linéaires multivariées nous avons utilisé le logiciel Kyplot [74] qui permet une analyse plus fine qu'Excel.

3. DEVELOPPEMENT DE NOUVELLES FONCTIONNALITES POUR UN PROTOTYPE DE PESE- PERSONNE IMPEDANCEMETRE (PPI)

Ces travaux s'inscrivent dans le cadre de la réalisation d'études avec des PPI TEFAL, qui furent initiées avant le début de cette thèse. Une première étude avait été effectuée, en collaboration avec Roland Kieffer [69], étudiant en Master, dont le but était de mesurer l'eau extracellulaire avec le pèse-personne impédancemètre ainsi que de comparer la mesure de MG_t et MNG_t avec des mesures DEXA. Il est apparu que leur appareil sous-estimait la MG_t des hommes de $1,98 \pm 3,09$ kg de manière significative ($P=0,002$). C'est donc sur la base d'un de ces produits modifiés, donnant les résistances Re_t et $Rinf_t$, que nous avons travaillé pour développer de nouvelles fonctionnalités. Nous avons cherché à développer la mesure de l'eau totale Vt_t , un indice d'hydratation ou encore le CMO_t pour pouvoir calculer la masse maigre et la masse musculaire du corps et des membres.

3.1 MESURE DE PARAMETRES HYDRIQUES

3.1.1. Détermination du volume d'eau totale Vt_t par un pèse-personne impédancemètre

3.1.1.1. Comparaison des résistances à haute fréquence $Rinf_t$ et $Rinf_{ppx}$ du prototype et du XITRON

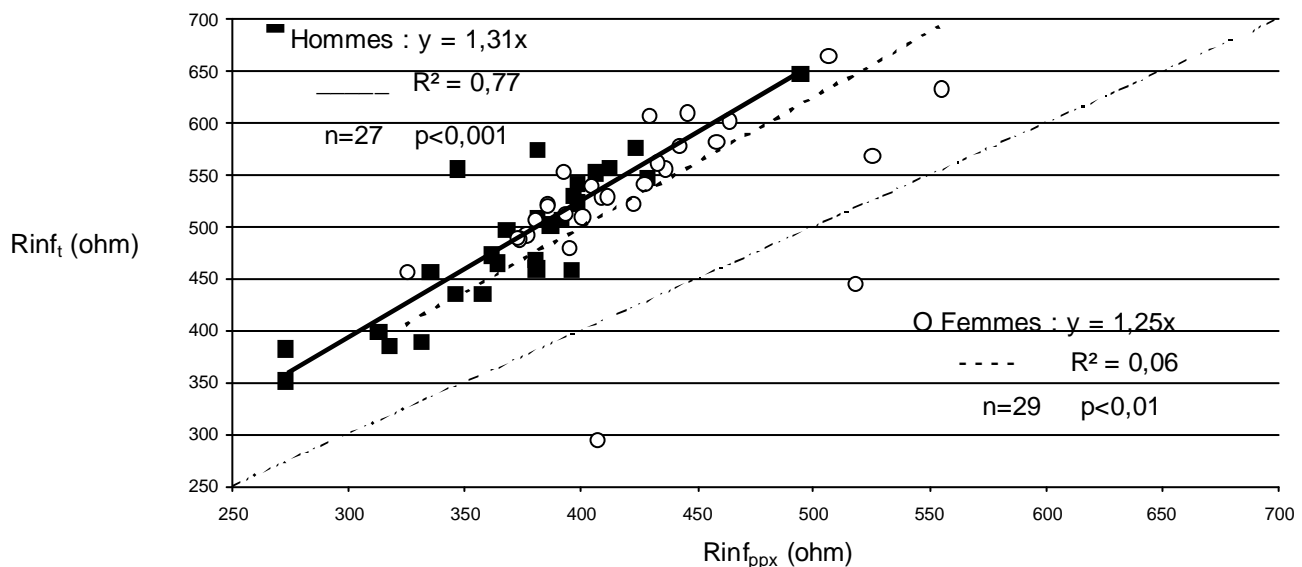


Figure 3.1 : comparaison de la résistance à haute fréquence mesurée par le prototype, et de la résistance extrapolée à fréquence infinie par le XITRON, avec les électrodes placées sous les pieds.

La fréquence de mesure du PPI est inférieure à la valeur maximale du XITRON (5kHz à 1000kHz), et la résistance des tissus diminuant avec l'augmentation de la fréquence, nous pouvons nous attendre à ce que la résistance haute fréquence mesurée par le prototype ($Rinf_t$) soit supérieure à celle mesurée par le XITRON ($Rinf_{ppx}$) par extrapolation à fréquence infinie.

Ceci est confirmé par la figure 3.1 pour les 56 sujets de l'étude. On observe que systématiquement la résistance à haute fréquence $Rinf_t$ du PPI est supérieure à celle du XITRON (avec les électrodes placées sous les pieds et en position debout). La différence est de 31 % pour les hommes et de 25% pour les femmes.

Afin d'avoir une validation indépendante de notre méthode, nous avons utilisé des données récentes publiées par Boulier et col. [75] qui ont utilisé le même appareil, sur une large population d'origines

ethniques variées, tout en mesurant l'eau totale par la méthode de dilution au deutérium chez 362 sujets.

Le premier objectif de leur étude était de valider la MNG_t et la MG_t mesurées par le PPI par ces mesures de dilution prises comme références. A cause des différences anatomiques entre des populations d'origines différentes, nous avons extrait la population caucasienne (2^{ème} groupe, 91 sujets). Leurs caractéristiques physiques principales sont détaillées dans le tableau 3.1.

	Hommes					Femmes				
	Age A (ans)	Taille H (cm)	Poids W (kg)	IMC ($Kg.m^{-2}$)	n_{δ}	Age A (ans)	Taille H (cm)	Poids W (kg)	IMC ($Kg.m^{-2}$)	n_{φ}
1 ^{er} groupe, XITRON	33,2 ±16,1	178,1 ±5,7	74,9 ±14,2	23,6 ±4,2	27	34,5 ±5,4	163,5 ±0,2	62,9 ±9,4	23,4 ±3,1	29
2 ^{ème} groupe, Caucasien	25,7 ±8,9	185,7 ±7,0	77,3 ±7,4	22,4 ±2,0	50	23,9 ±6,7	171,1±5,4	66,5 ±8,4	22,7 ±2,7	41
Groupe Multiethnique	37,6 ±13,9	172,7 ±10,0	70,3 ±11,4	23,6 ±3,4	188	33,3 ±12,1	159,7±8,6	60,0 ±12,3	23,5 ±4,7	174

Tableau 3.1 : moyennes et écarts-types des principales caractéristiques physiques des populations participant à l'étude.

Le tableau 3.2 indique les moyennes (Moy.) et écarts-types (DS) des résistances $Rinf_{ppx}$, $Rinf_t$ et $Rinf_x$. Les limites d'agrément sont définies par moyenne±2DS.

	Hommes $n_{\delta}=27$		Femmes $n_{\varphi}=29$	
	Moy.±DS	Limites d'agrément	Moy.±DS	Limites d'agrément
$Rinf_{ppx}$ (ohm)	372±46	270-491	423±51	322-555
$Rinf_t$ (ohm)	489±71	351-648	543±53	445-665
$Rinf_x$ (ohm)	411±48	326-548	506±57	407-639

Tableau 3.2 : comparaison des résistances à haute fréquence (en ohm) du prototype ($Rinf_t$) et du XITRON (pied-pied, $Rinf_{ppx}$ et pied-main, $Rinf_x$) pour le premier groupe.

Les moyennes de $Rinf_x$ sont supérieures à celles de $Rinf_{ppx}$ pour deux raisons. Premièrement, les lignes de courant pied-main correspondant à $Rinf_x$ sont plus longues et plus résistives que celles pied-pied. Deuxièmement, en position debout, les fluides s'accumulent dans les jambes, ce qui augmente leur volume et donc diminue leur résistance.

3.1.1.2. Mesure de l'eau totale par le prototype

Afin de calculer les volumes d'eau totale (Vt_t), nous avons tout d'abord calculé les coefficients K_i par l'équation 2.11 pour les hommes et les femmes. Les moyennes et les écarts-types de MNG_t , Vt_n et $Rinf_t$ sont indiqués dans le tableau 3.3.

	MNG_t (kg)	Vt_n (l)	Vt_t (l)	Vt_t-Vt_n (l)	P t-test	Th_{MNG_t} (%)
Hommes, $n_{\delta}=27$	59,8±7,4	44,6±5,9	44,5±7,1	0,17±2,27	0,694	71,6±5,5
Femmes, $n_{\varphi}=29$	42,4±4,2	31,6±3,6	31,7±3,5	0,04±1,88	0,902	73,6±3,6

Tableau 3.3 : moyennes et écarts-types de la MNG_t , des volumes d'eau totale mesurés par le XITRON utilisant notre nouvelle méthode (Vt_n) et par le prototype (Vt_t), des différences entre Vt_t-Vt_n , et des coefficients d'hydratation. P t-test : tests de Student appariés

Les valeurs moyennes K_i ont été substituées à K_{tt} dans l'équation 2.10 pour calculer les valeurs individuelles de V_{t_i} dont les valeurs moyennes sont aussi données dans le tableau 3.3. La moyenne des différences entre les valeurs de V_{t_i} mesurées par le PPI et V_{t_n} mesurés par le XITRON est faible, $0,17 \pm 2,27$ pour les hommes et $0,04 \pm 1,88$ pour les femmes. Ces différences ne sont pas significatives avec $P_{\sigma} = 0,694$ et $P_{\varphi} = 0,902$. Ceci est logique puisque c'est cette population qui a servi à déterminer les valeurs de K_{tt} . On peut noter aussi que l'écart-type de ces différences est modéré et représente 5,1% de la moyenne des V_t pour les hommes et 5,9% pour les femmes. Le graphique de Bland-Altman correspondant est donné dans la figure 3.2.

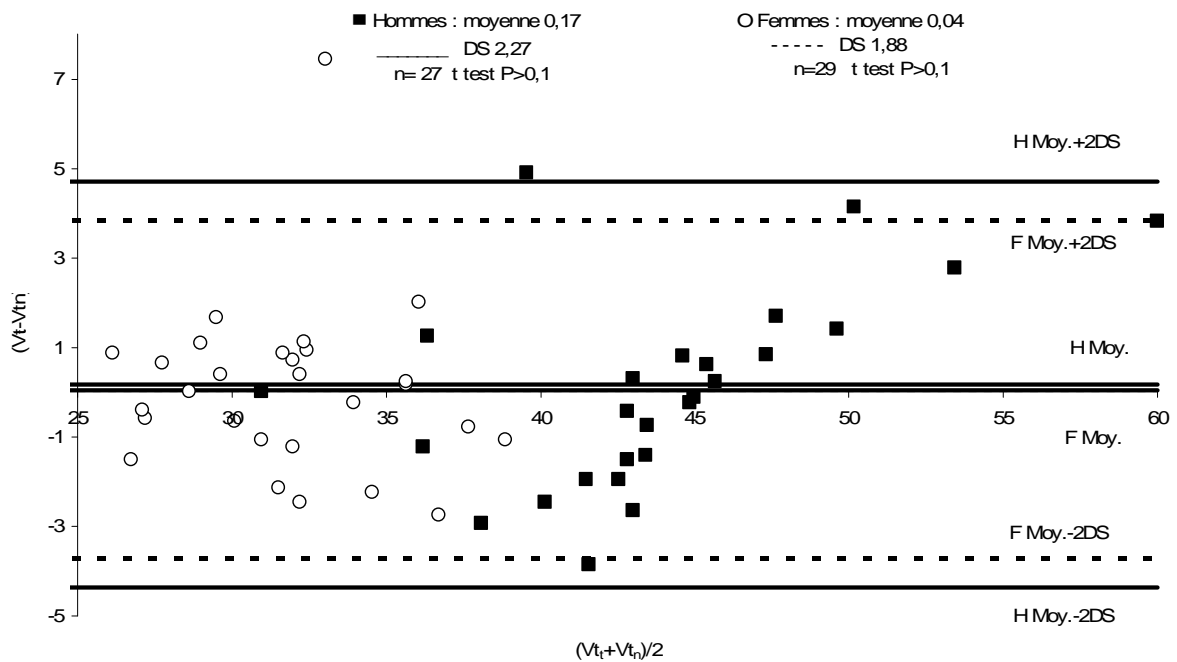


Figure 3.2 : graphique de Bland-Altman montrant les différences entre l'eau totale mesurée par le prototype (V_{t_i}) et celle mesurée par le XITRON (V_{t_n}) en litre, avec des électrodes pied-main.

La dernière colonne du tableau 3.3 donne les coefficients d'hydratation de la MNG mesurés par le prototype (en pourcent) obtenu par :

$$Th_{MNG_t} = 100 \times V_{t_i} / MNG_t \quad (3.1)$$

Où V_{t_i} est le volume d'eau totale en litre et MNG_t est la masse non grasse en kg calculée par le PPI.

Ces coefficients d'hydratation sont différents chez chaque sujet, prouvant que les V_{t_i} doivent effectivement être déterminés indépendamment de la MNG_t . Leurs valeurs moyennes sont de $71,6 \pm 5,5\%$ pour les hommes et de $73,6 \pm 3,6\%$ pour les femmes. Le coefficient d'hydratation moyen pour les hommes et les femmes réunis est de $72,6 \pm 4,7\%$ ce qui est précisément la valeur moyenne donnée dans la littérature [76].

3.1.1.3. Validation de la méthode par comparaison avec la méthode de dilution au deutérium

Les volumes d'eau totale sont calculés à partir des valeurs de R_{inf_t} , de la taille et du poids des deux groupes de validation de Boulrier et col. [75], mais en utilisant les valeurs de K_{tt} déterminées avec le premier groupe de 56 sujets.

Les résultats de la comparaison entre les volumes d'eau totale mesurés par le prototype (V_{t_i}) et par la méthode de dilution au deutérium ($V_{t_{de}}$) pour une population de sujets caucasiens sont détaillés dans le tableau 3.4.

	Hommes			Femmes		
	n_{δ}	Moy. \pm DS	P t-test	$n_{\text{♀}}$	Moy. \pm DS	P t-test
$V_{t_i}-V_{t_{de}}$ (l) Caucasiens	27	-0,38 \pm 2,27	0,237	41	0,72 \pm 2,37	0,060
$V_{t_i}-V_{t_{de}}$ (l) Multi ethnique	188	1,25 \pm 2,62	<0,0001	174	1,52 \pm 2,37	<0,0001

Table 3.4 : statistiques des tests de validation par la méthode de dilution au deutérium effectuée sur une population de sujets caucasiens (N=91) et une population multiethnique (N=362).
P t-test : tests de Student appariés

Bien que les moyennes (Moy.) et écarts-types (DS) des différences entre les deux méthodes soient plus importantes que pour le premier groupe, les volumes d'eau totale mesurés par le PPI et par dilution au deutérium ne sont pas significativement différents pour les caucasiens avec $P_{\delta}=0,237$ et $P_{\text{♀}}=0,060$. Les graphiques de Bland-Altman correspondants sont donnés par les figures 3.3 et 3.4.

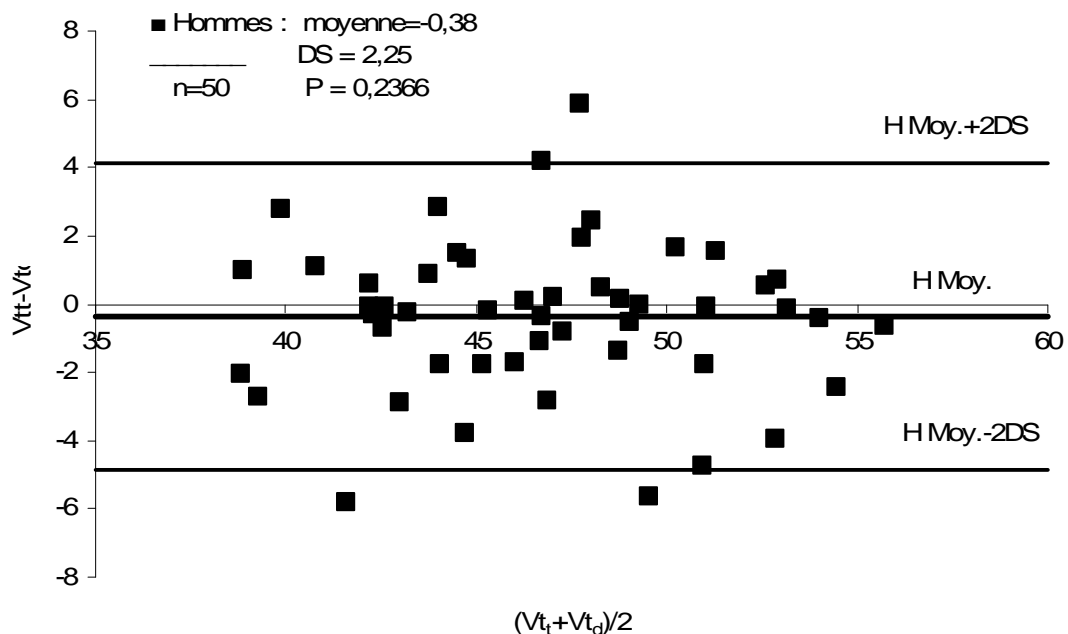


Figure 3.3 : graphique de Bland-Altman montrant les différences entre l'eau totale mesurée par le prototype et par la méthode de dilution au deutérium chez des sujets caucasiens hommes (en litre)

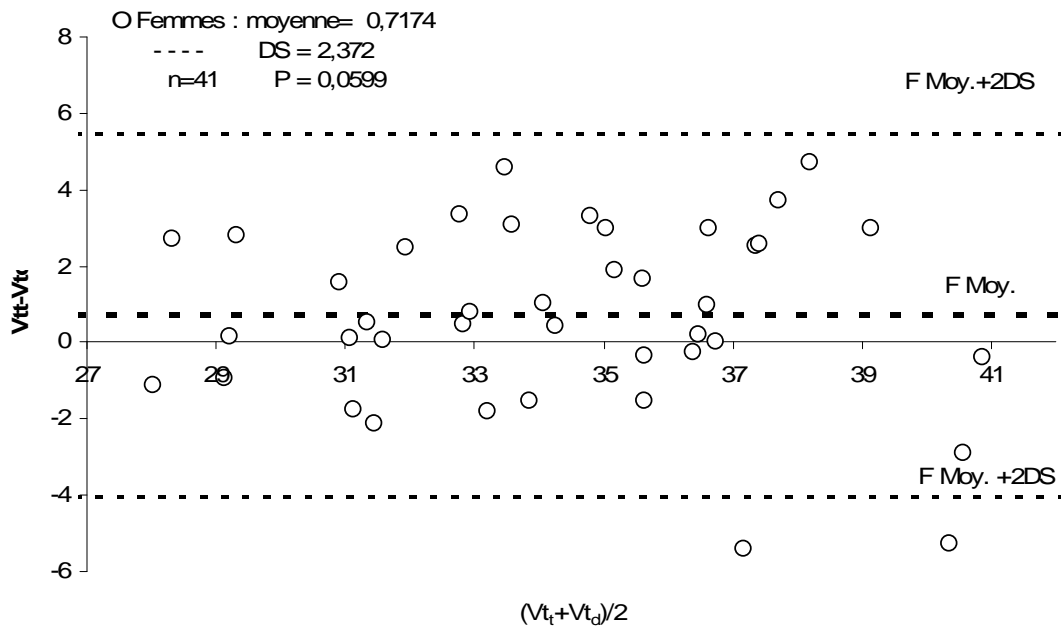


Figure 3.4 : graphique de Bland-Altman montrant les différences entre l'eau totale mesurée par le prototype et par la méthode de dilution au deutérium chez des sujets caucasiens femmes (en litre)

Quand nous considérons la population multiethnique entière comprenant 101 chinois, 72 Malaisiens et 98 sujets indiens, en plus des 91 caucasiens, les volumes d'eau totale mesurés par le PPI avec notre méthode utilisant le K_{tt} déterminé avec le premier groupe, sont supérieurs de $1,25 \pm 2,62$ l chez les hommes et de $1,52 \pm 2,37$ l chez les femmes à ceux obtenus par dilution au deutérium. Par conséquent, ces volumes sont significativement différents de ceux par dilution aussi bien pour les hommes que pour les femmes avec $P < 0,0001$. Cependant, il serait possible de déterminer de nouvelles valeurs du coefficient K_{tt} adapté pour chaque origine ethnique, en procédant de la même façon que pour la population caucasienne du premier groupe.

3.1.1.4. Conclusion

Nous pouvons donc calculer avec une bonne précision le volume d'eau totale V_{t_t} à partir de cet appareil. Comme il est aussi possible d'obtenir le volume d'eau extracellulaire avec ce dispositif, il est facile de déduire le volume d'eau intracellulaire V_{i_t} par simple différence entre V_{t_t} et V_{e_t} .

Cependant, quand nous utilisons cette méthode, établie grâce à une population caucasienne, sur une population multiethnique, nous obtenons des différences significatives avec les mesures effectuées par dilution au deutérium. Ceci n'est pas surprenant, car le prototype étant un PPI, il est plus sensible aux différences de morphologies qu'un impédancemètre pied-main, bien que ses données aient été corrigées et extrapolées au corps entier.

Cette différence observée peut être due également à la différence de moyenne d'âge entre ces populations, celle-ci étant de 25,7 ans pour les hommes caucasiens contre 41,7 ans pour les non caucasiens et de 23,9 ans pour les femmes caucasiennes contre 36,5 ans pour les non caucasiennes.

Nos résultats confirment les observations de Boulier et col. [75] quant à la part significative de l'origine ethnique dans les variations observées.

3.1.2. Détermination d'un indice de déshydratation

Le but de cette étude était tout d'abord d'observer si un pèse-personne impédancemètre « grand public » pouvait détecter les variations d'hydratation d'une population de sujets sains. Dans un deuxième temps, l'objectif était de voir si les paramètres mesurés par le PPI pouvaient fournir un critère alertant l'utilisateur en état de déshydratation.

L'étude a consisté à provoquer une déshydratation sur 11 personnes durant 48h, puis une réhydratation pendant 24h. Les consignes durant la première phase étaient de boire le moins possible et de limiter les apports en eau par les aliments (salades, fruits, légumes...). Seuls trois verres d'eau ou des équivalents (thé, café) étaient autorisés. Nous avons ensuite conseillé aux sujets de boire abondamment durant les dernières 24h de test.

L'étude a été effectuée dans les locaux de l'UTC. L'âge moyen de notre population était de $32,3 \pm 14,5$ ans pour un IMC moyen de $23,5 \pm 3,7$ kg.m⁻². Deux appareils ont été utilisés : le PPI et le XITRON, notre référence. Après miction, le sujet se déchaussait pour que les électrodes adhésives soient collées sur le pied et la main droite. La mesure avec le XITRON se faisait en position couchée après une attente de 15 minutes, celle avec le prototype en position debout dès l'arrivée du sujet. Nous recommandons le même protocole chaque matin durant les 4 jours permettant ainsi d'avoir une première mesure avant le début du test, une seconde après 24h de déshydratation, une 3^{ème} après 48h de déshydratation et enfin une 4^{ème} après la phase de réhydratation. Chaque mesure durait environ 15 min et était effectuée à la même heure de la matinée pour chacune des personnes.

3.1.2.1. Etude des variations de composition corporelle mesurées avec le prototype

Le tableau 3.5 et la figure 3.5 indiquent les moyennes (Moy.) et les écarts-types (DS) des variations de poids, de masse grasse et des volumes en eau (extracellulaire et totale). Les dernières lignes du tableau indiquent les variations du taux d'hydratation Th_{tMNG} de la masse non grasse défini par Vt_t/MNG_t et de celui du corps entier Th_{tcorps} défini par $Vt_t/Poids$.

		Moy.±DS	P t-test
Poids (Kg)	J1-J2	-0,38±0,30	0,002
	J2-J3	-0,46±0,37	0,002
	J3-J4	0,34±0,64	0,110
MG _t (Kg)	J1-J2	-0,17±0,33	0,109
	J2-J3	-0,24±0,31	0,029
	J3-J4	0,09±0,39	0,461
Ve _t (litre)	J1-J2	-0,13±0,56	0,468
	J2-J3	-0,46±1,05	0,175
	J3-J4	0,46±0,94	0,134
Vt _t (litre)	J1-J2	-0,28±1,24	0,466
	J2-J3	-0,51±1,31	0,222
	J3-J4	0,47±0,90	0,116
Th _{tMNG} (%)	J1-J2	-0,27±1,77	0,627
	J2-J3	-0,84±1,75	0,140
	J3-J4	0,55±1,60	0,283
Th _{tcorps} (%)	J1-J2	-0,06±1,59	0,899
	J2-J3	-0,58±1,58	0,252
	J3-J4	0,36±1,27	0,376

Tableau 3.5 : moyennes et écarts-types des variations des données nutritionnelles obtenues avec le prototype durant les 3 périodes de test.

P t-test : tests de Student appariés

Nous avons noté J1-J2, la période des premières 24h de déshydratation, J2-J3, celle des 24H suivantes puis J3-J4, la période de réhydratation.

Comme la version du PPI utilisée pour cette étude surestimait en moyenne la MNG_t de 2 kg chez les hommes, Th_{tMNG} est en principe sous estimé chez ces derniers. Ceci n'est pas gênant, car nous nous intéressons principalement aux variations.

On note une diminution de chaque paramètre durant les deux premières périodes de l'étude et une augmentation de ces derniers durant la dernière période. De plus, quel que soit le paramètre, les valeurs atteintes à la fin du test restent inférieures à celles du début de l'étude.

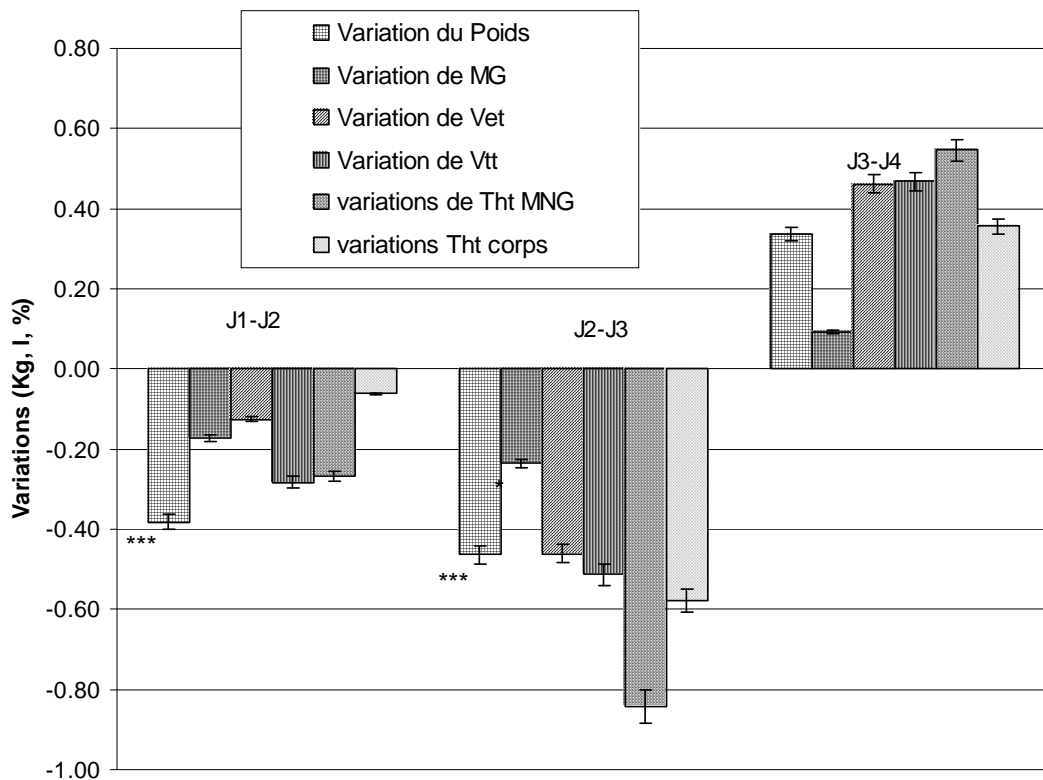


Figure 3.5 : histogramme des variations de poids (en kg), de masse grasse (en kg), de volumes en eau (en litre) et d'hydratation (en %) mesurées avec le PPI. *** si $P < 0,001$; ** si $P < 0,01$ et * si $P < 0,05$. Les tests statistiques analysent la significativité des variations d'un jour à l'autre.

On observe dans tous les cas une chute significative du poids pendant les premières 48h de test (J1-J2, $P=0,002$; J2-J3, $P=0,002$), comblée en partie à la fin de la période de réhydratation de façon non significative.

On observe une baisse significative ($P < 0,029$) de masse grasse lors de la deuxième journée de déshydratation. Etant donné que les sujets n'ont pas fait d'exercices physiques particuliers, ni modifié leur alimentation dans ce sens, on peut supposer que cela provient d'un artefact du dispositif et non d'une réelle perte de masse grasse. En outre, on observe que les chutes de poids et d'eau totale sont assez proches, ce qui confirme l'idée que les variations de masse grasse sont bien une erreur liée à la méthode de calcul de la MNG.

On note une diminution moyenne non significative ($P=0,468$) de Ve_t ($-0,130 \pm 0,556l$) durant la première phase de test. Cette baisse moyenne est plus marquée lors du deuxième jour de déshydratation ($-0,46 \pm 1,05l$). On note une augmentation de Ve_t lors de la phase de réhydratation. Malgré cela, le niveau de Ve_t de départ n'est pas atteint.

On peut supposer qu'il y a un échange entre les deux compartiments intra et extracellulaire, le corps tentant toujours de rétablir un équilibre. Lors d'une déshydratation, le compartiment intracellulaire se viderait donc en premier au bénéfice du compartiment extracellulaire. Ce dernier se vidant à son tour si l'on poursuit la déshydratation. Ceci concorde avec ce que nous observons figure 3.6. Vi_x diminue avec une pente plus importante que Ve_x jusqu'à atteindre un seuil, tandis que Ve_x continue à baisser. Cette

figure présente les volumes obtenus séparément avec le XITRON, car le PPI donne V_{it} par soustraction entre V_{t_t} et V_{e_t} , ce qui induit donc un lien direct et non exploitable.

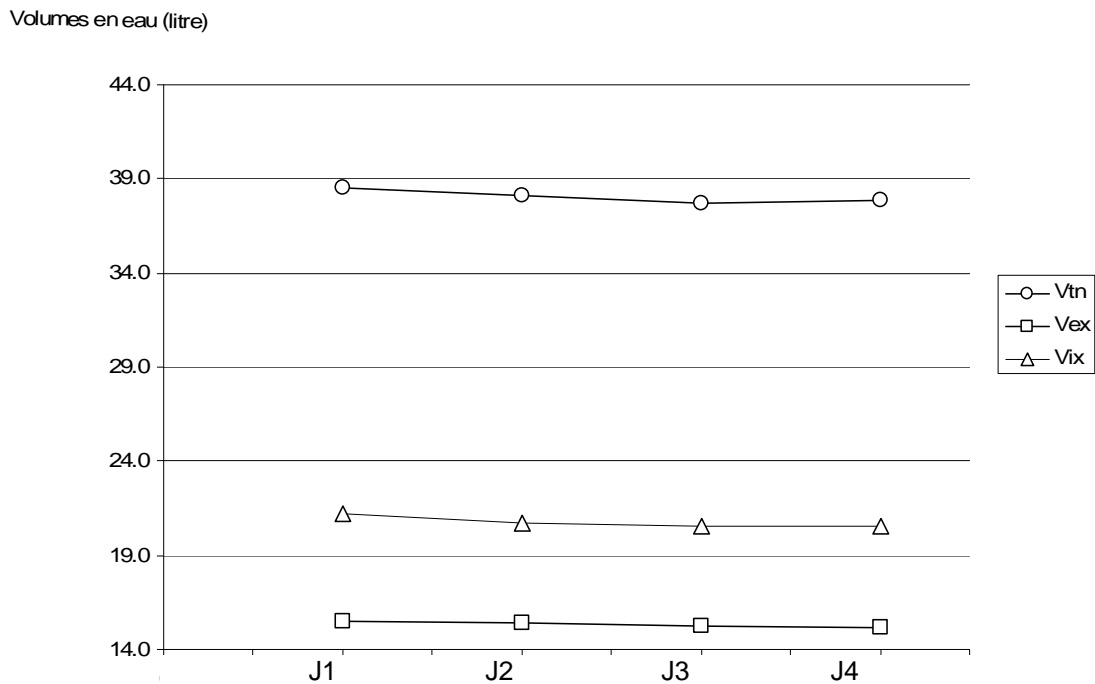


Figure 3.6 : variations de Vtn, Vix et Vex au cours des 4 jours de test

Cette observation d'une vidange du compartiment intracellulaire, au bénéfice du compartiment extracellulaire lors d'une déshydratation, a été renforcée par nos études sur les sportifs. Lors du suivi de l'hydratation au cours d'un exercice, nous avons pu observer le même phénomène.

Le coefficient d'hydratation lié à la masse non grasse semble plus sensible que celui lié au poids du corps. En effet, le premier indique une diminution d'hydratation moyenne de 1,11% tandis que l'autre n'indique que 0,64% pour la phase de déshydratation, contre une augmentation d'hydratation respective de 0,55% et de 0,36% pour la phase de réhydratation. Ceci est logique puisque Th_{TMNG} est lié à la masse non grasse, elle-même directement liée aux variations de fluides ce qui n'est pas le cas du poids, indicateur plus stable car équilibré par des variations parfois contradictoires entre les différents éléments qui le constituent.

L'un comme l'autre, ces indicateurs montrent que la période de 24h de réhydratation n'est pas suffisante et qu'en moyenne, les sujets restent à un niveau d'hydratation inférieur à celui du début du test.

Il semble qu'il n'y ait pas de corrélation entre les variations d'eau extracellulaire et d'eau totale, ce qui est dû aux transferts extra-intracellulaire. Les variations d'eau totale semblent donc être plus pertinentes comme indicateur de déshydratation que les variations d'un des compartiments. De plus, les variations d'eau totale sont en moyenne 3 fois supérieures à celles de V_{e_x} .

Le taux d'hydratation lié à la masse non grasse semble donc être l'indicateur le plus judicieux pour mesurer les variations d'hydratation.

De plus, bien que les moyennes des résultats et celles notamment des taux d'hydratation donnent des informations intéressantes, l'ensemble des résultats obtenus n'est globalement pas significatif. Cela pourrait provenir du fait que la déshydratation n'a pas été suffisamment importante. En effet, les sujets n'étant pas suivis par un médecin, nous avons préféré modérer le protocole et permettre aux sujets de boire environ un verre d'eau 3 fois par jour. Cet apport d'eau est inférieur à l'apport conseillé de 1,2l [3] d'eau de boisson par jour mais n'a sans doute pas été suffisant pour provoquer une réelle déshydratation.

En outre, il était difficile de demander à l'ensemble des sujets de l'étude d'avoir la même alimentation (et surtout de quantifier l'hydratation minimale autorisée), la même activité physique, ce qui engendre des paramètres de variations qui diffèrent entre les sujets et cela même au-delà des différences de métabolisme entre chaque individu. La figure 3.7 est particulièrement explicite. On constate en effet, qu'en moyenne, Th_{MNG} diminue au cours des premières 48h et commence à augmenter légèrement durant les dernières 24h de réhydratation. En revanche, on observe aussi que tandis que, le sujet 11 a une diminution de son taux d'hydratation de J1 à J2, le sujet 9 quant à lui voit son Th_{MNG} augmenter. Malgré nos recommandations d'éviter toute nourriture de type fruits, légumes ou salades, certains sujets ont tout de même pris quelques repas contenant ces aliments ce qui a pu influencer sur leur hydratation, sachant qu'une alimentation normale apporte 1000 ml d'eau par jour [3]. Nous avons également eu des sujets qui ont pris de l'alcool (vin et bière), durant l'étude, ce qui influe notablement sur l'hydratation.

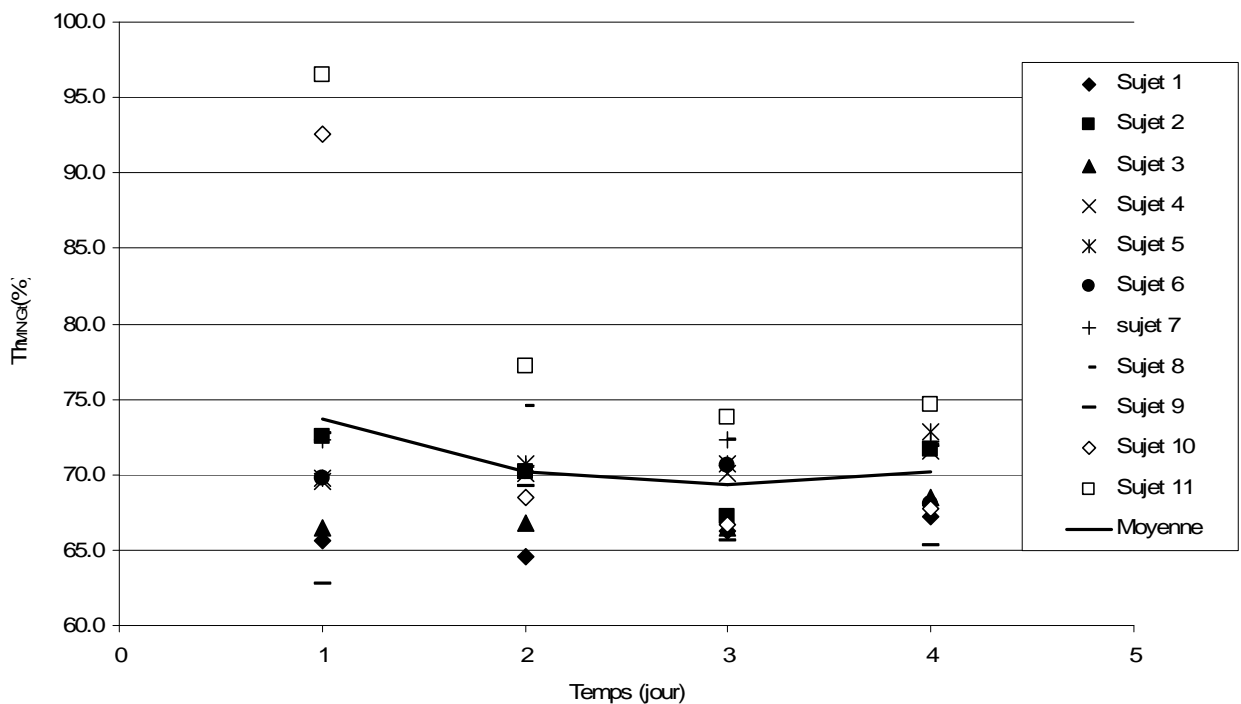


Figure 3.7 : suivis des variations d'hydratation de la MNG mesurées avec le prototype chez l'ensemble de nos sujets

On observe cette même variabilité entre les sujets pour les autres paramètres, ce qui explique sans doute des tests de Student non significatifs.

3.1.2.2. Comparaison entre le prototype et le XITRON, notre référence

Le tableau 3.6 indique les moyennes (Moy.) et écarts-types (DS) des volumes en eau extracellulaire et totale mesurés avec le XITRON et le prototype durant le test.

	J1		J2		J3		J4	
	Moy.±DS	P T-test	Moy.±DS	P t-test	Moy.±DS	P t-test	Moy.±DS	P t-test
Ve_x	15,5±2,5	Référence	15,4±2,6	Référence	15,3±2,7	Référence	15,2±2,6	Référence
Ve_t	16,0±2,5	0,009	15,9±2,4	0,010	15,4±2,9	0,046	15,9±2,7	0,015
Vt_n	38,5±6,3	Référence	38,1±6,7	Référence	37,7±6,7	Référence	37,7±6,8	Référence
Vt_t	39,4±6,6	0,055	39,1±6,6	0,088	38,6±7,3	0,058	39,1±7,4	0,010

Tableau 3.6 : comparaison des Ve et Vt (en litre) mesurés avec le PPI et le XITRON durant les 4 jours de test.
t, PPI ; x, XITRON. P t-test : tests de Student appariés

On observe une différence significative entre Ve_x et Ve_t pour les quatre mesures effectuées durant l'étude (respectivement $P=0,009$, $P=0,010$, $P=0,046$ et $P=0,015$). On observe une différence significative entre Vt_n et Vt_t pour le dernier jour de test.

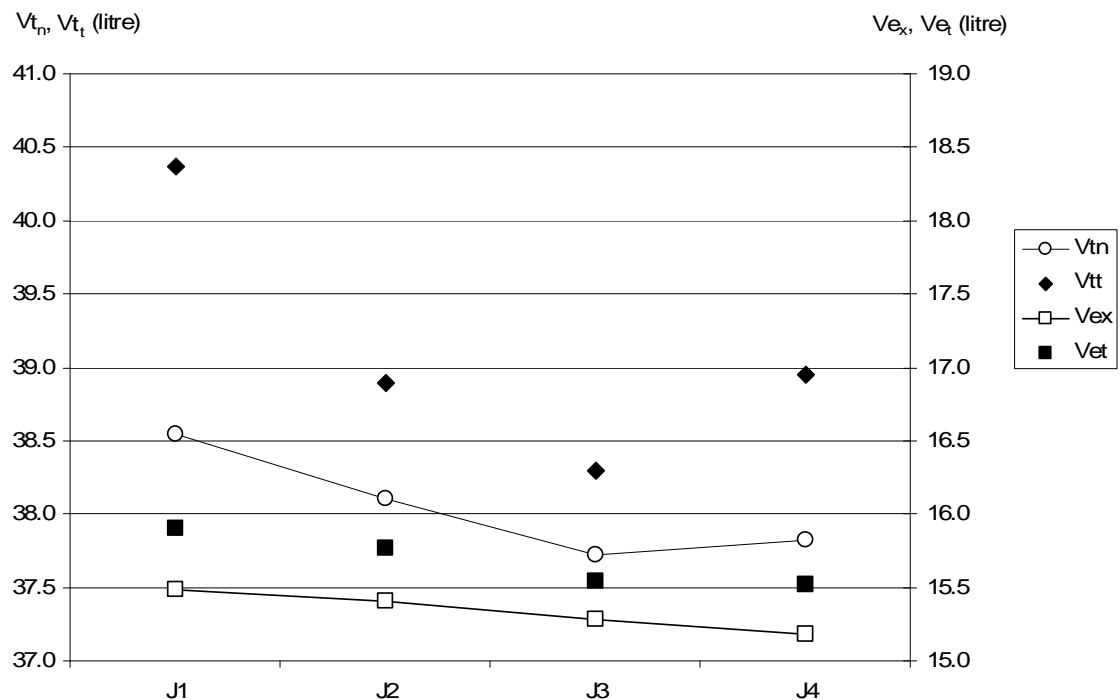


Figure 3.8 : variations des volumes en eau extracellulaire et totale obtenus avec le prototype et le XITRON

La figure 3.8 indique les variations des volumes en eau extracellulaire et totale obtenues avec le PPI et le XITRON. En ce qui concerne Vt_n et Vt_t , seuls les résultats obtenus à J4 sont significativement différents. Globalement, les variations sont identiques malgré la différence obtenue à J4.

Malgré les différences significatives entre Ve_x et Ve_t sur l'ensemble du test, les variations sur les 3 premiers jours sont semblables.

Pour l'eau totale, on peut supposer que la phase de réhydratation est peut-être différente entre le corps entier et les jambes, dont la quantité de muscles est bien supérieure à celle du reste du corps, or

le prototype extrapole les résultats des jambes au corps entier. Le biais viendrait donc de cette extrapolation.

Il en est de même pour l'eau extracellulaire. En effet, les variations entre les compartiments sont certainement différentes pour les organes du tronc et les muscles. La déshydratation comme la réhydratation engendrant des modifications notables de ces compartiments, nos Ve_x et Ve_t , normalement corrélés pour des sujets sains adultes, ne le sont alors plus. Là encore, le PPI extrapole les variations des compartiments hydriques des jambes au reste du corps.

3.1.2.3. Conclusion

Cette étude fait apparaître une diversité des réponses des divers sujets à un test de déshydratation. Cette diversité est due à des différences physiologiques, mais aussi à des apports en eau par l'alimentation, non contrôlés et, de ce fait, variables.

Le choix du critère de déshydratation pour l'appareil s'est donc porté sur le taux d'hydratation de la masse non grasse. Aucun des sujets, même au plus bas de son hydratation, n'est passé sous le seuil de 65% défini par nos limites d'agrément sur notre base de données de sujets sains. Cependant, au vu des variations entre chaque individu, il semblerait que ces limites n'aient pas de sens réellement puisqu'une perte de 1% d'hydratation, et encore plus de 2%, a déjà un effet notable [3] sur les capacités physiques. Il serait plus pertinent que chaque individu mesure son propre taux d'hydratation sain (en réunissant toutes les conditions pour cela : période de la journée, repas, repos...) et observe ses variations autour de cette valeur.

La capacité de ce prototype à fournir un taux d'hydratation individualisé en mesurant indépendamment l'eau totale et la MNG_t est donc intéressante et n'existe pas sur les autres appareils. Cependant, un point reste non négligeable : l'extrapolation des mesures faites sur les jambes au reste du corps. En effet, la répartition hydrique n'est pas toujours homogène dans l'ensemble du corps.

3.2 DEVELOPPEMENT DE PARAMETRES NUTRITIONNELS

Les produits « grand public » de la principale société concurrente TANITA permettent de connaître la masse grasse, la masse hydrique, mais aussi une estimation de la masse musculaire et du CMO. Il apparaît, qu'en fait, ces produits donnent une estimation de la masse maigre, en retranchant leur estimation du CMO à la masse non grasse, et non la masse musculaire.

L'objectif de ces études est de permettre au prototype de PPI de donner une estimation de la masse musculaire en calculant d'abord la masse maigre. Pour ce faire, nous développerons notamment des équations permettant d'obtenir une estimation du CMO_t par le prototype ou encore des équations permettant une estimation directe de la masse maigre. De plus, nous tenterons d'estimer la masse maigre des jambes et des bras pour l'assimiler à la masse musculaire des membres. Enfin, nous chercherons à développer des équations directes menant à la masse musculaire.

3.2.1. Prédiction du contenu minéral osseux par le prototype

Nous allons dans un premier temps tenter de calculer la masse maigre. Nous devons donc déterminer le CMO_t pour pouvoir le retrancher de la masse non grasse.

Pour ce faire, nous avons comparé quatre méthodes de calcul du CMO_t avec le DEXA, notre référence.

Méthode 1 : CMO_{t1}

La première méthode consistait à supposer, qu'en moyenne, le CMO constitue un certain pourcentage de la MNG. Nous avons donc calculé, pour chaque sujet de notre base de données de sujets sains B60S, le pourcentage que représente le CMO_d par rapport à la masse non grasse MNG_d , obtenue avec le DEXA, selon l'équation 2.14. Nous avons ensuite moyenné ces résultats pour chaque sexe. Nous obtenons qu'en moyenne, le CMO des hommes représente un pourcentage de MNG inférieur à celui des femmes. Ces résultats ne sont pas dus au fait que les hommes ont moins de CMO que les femmes mais au fait que les femmes ayant moins de masse non grasse (notamment car moins de masse musculaire), en pourcentage, leur CMO représente une part plus importante de la MNG.

La littérature propose souvent des équations empiriques de régression linéaire ou exponentielle mono ou multivariable. Ces équations sont souvent des références et ont été validées avec succès. Nous avons donc pensé développer pour le prototype des équations de régression linéaire multivariable pour prédire le CMO_t . On peut en effet penser que ces équations, moins généralistes, soient plus fiables.

Méthode 2 : CMO_{t2}

Dans cette approche, nous avons supposé que tous les paramètres étaient significatifs pour le CMO, soit l'âge A , le poids W_t , la taille H et la MNG_t . Nous avons alors calculé, selon l'équation 2.18, les équations de régressions linéaires multivariable pour chaque sexe, établies à partir de B60S, en prenant comme référence le CMO_d (kg).

Méthode 3 : CMO_{t3}

Nous avons considéré comme acquis dans la méthode 2 que le paramètre sexe était significatif et qu'il fallait donc établir une équation pour chaque sexe. Nous avons souhaité le vérifier. Pour ce faire nous avons établi une équation de régression linéaire multivariable, selon l'équation 2.18, sur B60S, pour une population mixte. Les paramètres ont donc été A en années, H en cm, W_t en kg et MNG_t en kg.

Dans ce cas nous notons que le paramètre «Age» est le plus significatif avec une probabilité $p < 0,01$.

Méthode 4 : CMO_{t4}

Nous avons pensé qu'il serait plus pertinent d'établir nos équations de régression avec le paramètre R_{∞_t} , donnée brute. En effet, il existe déjà une erreur sur le calcul de la MNG_t . Pour ce faire, nous avons donc établi une équation de régression linéaire multivariable, selon l'équation 2.18, sur B60S, pour chaque sexe, avec les paramètres suivants : A en années, H en cm, W_t en kg et R_{∞_t} en kg.

Le tableau 3.7 indique les moyennes (Moy.) et les écarts-types (DS) des différences entre les CMO_t calculés selon nos quatre méthodes et ceux du DEXA. Les graphiques de Bland-Altman correspondant

sont donnés figures 3.9, 3.10, 3.11 et 3.12. Un test de Student apparié a été effectué pour chaque méthode en comparaison avec le DEXA et ce pour les femmes, les hommes et la population mixte.

	CMO _{t1} -CMO _d (kg)		CMO _{t2} -CMO _d (kg)		CMO _{t3} -CMO _d (kg)		CMO _{t4} -CMO _d (kg)	
	Moy.±DS	P t-test	Moy.±DS	P t-test	Moy.±DS	P t-test	Moy.±DS	P t-test
Homme n _♂ =27	-0,028±0,274	0,576	0,001±0,263	0,991	0,009±0,272	0,864	4.10 ⁻⁵ ±0,259	0,9994
Femme n _♀ =29	0,051±0,262	0,296	3.10 ⁻⁴ ±0,197	0,994	-0,008±0,208	0,835	-3.10 ⁻⁵ ±0,198	0,9995
Mixte n _{♂♀} =56	0,011±0,269	0,253	4.10 ⁻⁴ ±0,230	0,989	3.10 ⁻⁴ ±0,240	0,992	1.10 ⁻⁵ ±0,229	0,9998

Tableau 3.7 : moyennes (Moy.) et écarts-types (DS) des différences entre les CMO_t calculés selon nos 4 méthodes à partir du prototype et ceux obtenus avec le DEXA. P t-test : tests de Student appariés

Quelque soit les méthodes, les tests statistiques indiquent qu'il n'y a pas de différence significative entre les CMO_t obtenus avec le prototype et ceux obtenus avec le DEXA. La méthode 4 est la plus précise avec P_♂=0,9994 et P_♀=0,9995. Cette valeur est particulièrement élevée, ce qui est normal puisque nous appliquons ces équations à la population ayant servi à les établir. Pour valider avec certitude ces équations établies sur notre population de 56 adultes il faudrait les appliquer à une autre population.

Cependant, nos études pour développer ces paramètres nutritionnels (CMO, MM, masse musculaire) pour le prototype ont été faites en 2005. Nous ne disposons pas alors de notre base de données de validation B87Val établie en 2006 au cours des masters d'Hélène Morel et de Yulia Lavielle [70]. Nous n'avons donc pas pu valider nos différentes équations lors de ce travail. C'est pour cela que nous présentons, pour chaque paramètre nutritionnel, tout d'abord nos résultats de 2005 auxquels nous ajoutons ensuite notre travail de validation sur la base de données B87Val.

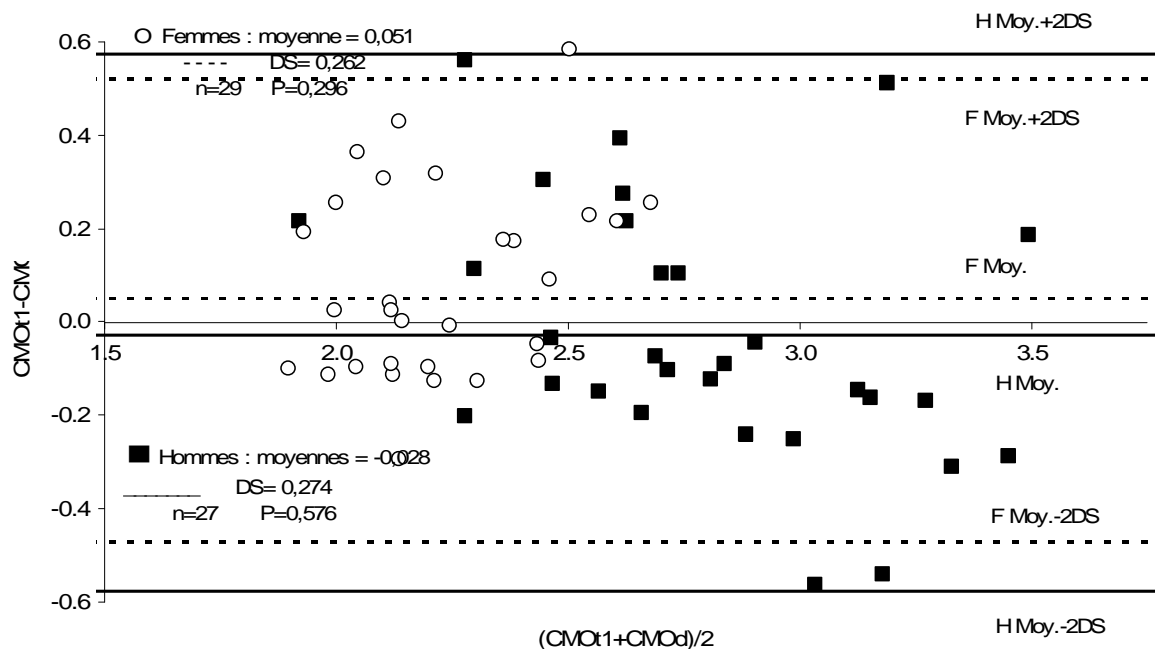


Figure 3.9 : graphique de Bland-Altman montrant les différences entre le contenu minéral osseux mesuré par le prototype avec la méthode 1 et par le DEXA (en kg).

Cette première méthode, supposant que le CMO correspond à un pourcentage donnée de la MNG, est la moins précise. Elle est tributaire notamment de l'erreur de la MNG_t par rapport à la MNG_d . Un écart important entre les MNG_t et les MNG_d correspond généralement à un écart important au niveau du CMO_t .

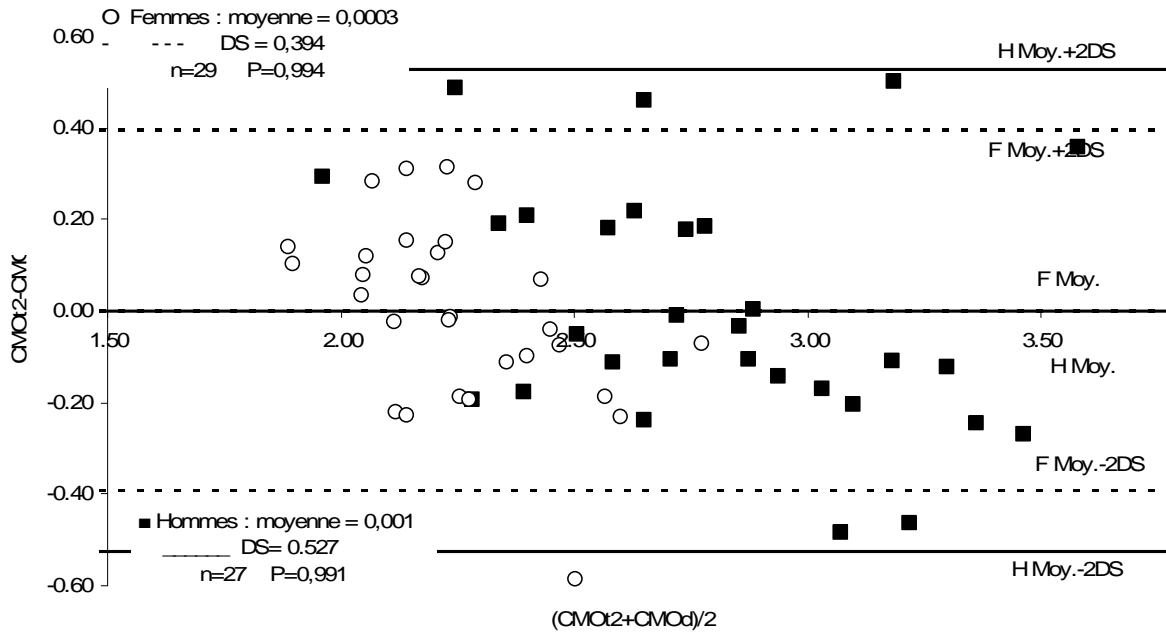


Figure 3.10 : graphique de Bland-Altman montrant les différences entre le contenu minéral osseux mesuré par le prototype avec la méthode 2 et par le DEXA (en kg)

La différence entre les méthodes 2 et 3 vient de la prise en compte ou non du sexe du sujet. Les moyennes, les écarts-types et les tests de Student sont meilleurs lorsque l'on prend en compte le sexe. Cela paraît logique aux vues des différences de morphologie entre les hommes et les femmes, que ce soit au niveau du squelette ou de la masse musculaire.

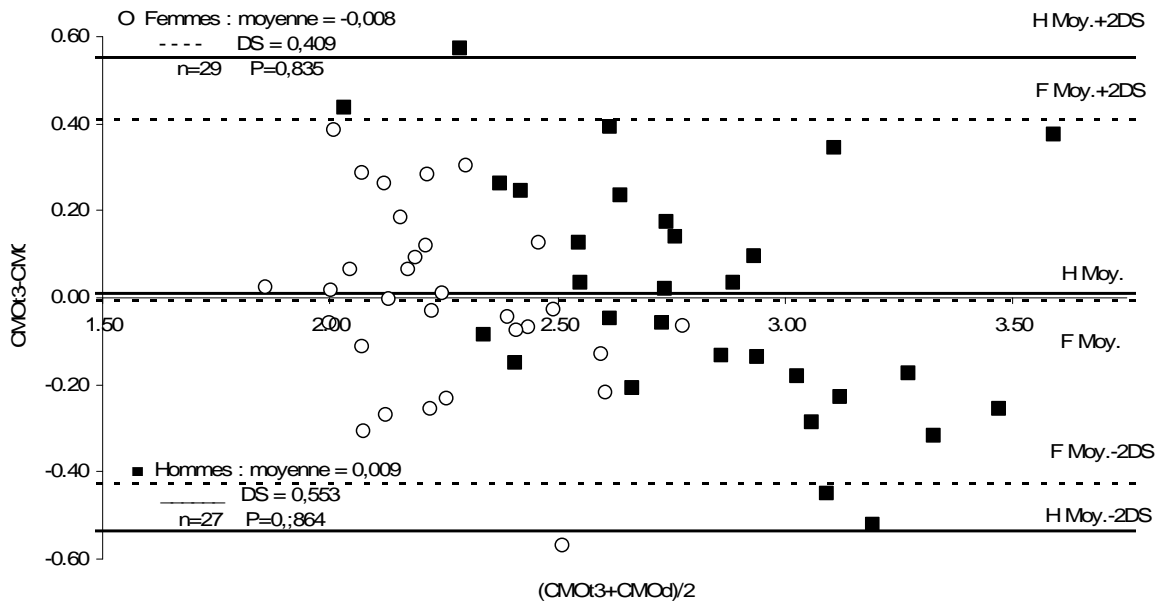


Figure 3.11 : graphique de Bland-Altman montrant les différences entre le contenu minéral osseux mesuré par le prototype avec la méthode 3 et par le DEXA (en kg)

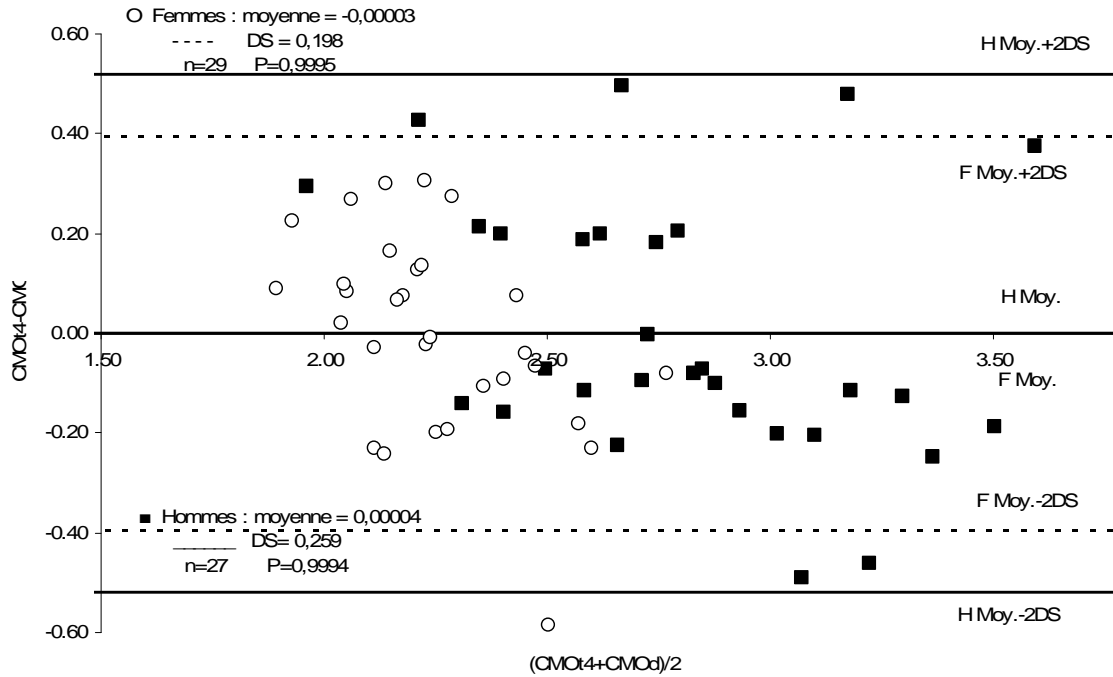


Figure 3.12 : graphique de Bland-Altman montrant les différences entre le contenu minéral osseux mesuré par le prototype avec la méthode 4 et par le DEXA (en kg)

La différence entre les méthodes 2 et 4 vient des variables prises en compte dans la régression. La méthode 2 prend en compte la taille, le poids, le sexe, l'âge et la MNG_t, tandis que la méthode 4 prend en compte Rinf_t au lieu de la MNG_t. Il est logique que la méthode 4 soit la plus précise car elle se base sur Rinf_t, une donnée brute. Ainsi, CMO₄ n'est pas tributaire des erreurs obtenues sur la MNG_t de par l'algorithme utilisé pour calculer cette dernière.

Le choix d'utiliser Rinf_t ou la MNG_t comme critère de l'équation de régression linéaire multivariable du CMO_t peut paraître illogique. Pourtant, on sait que le muscle, lors des mouvements, induit des cisaillements au niveau des cellules osseuses, ce qui active ces dernières et les fait renforcer la densité osseuse. La masse musculaire, liée à la MNG ou encore à Rinf, est directement liée au CMO.

Nous avons choisi de valider deux types d'équations : la méthode 1 et la méthode 4 puisqu'elle est la meilleure de nos régressions linéaires multivariable. L'équation généraliste utilisant un pourcentage de la MNG_t pour obtenir le CMO_t a été validée sur notre population de 87 adultes avec une moyenne des différences de 0,020±0,349kg pour les hommes avec P_δ=0,702 et de 0,038±0,261kg pour les femmes avec P_♀=0,341. En revanche, nos équations 3.5 n'ont pas été validées pour les femmes avec P_♀=0,013 même si elles l'ont été pour les hommes avec P_δ=0,755. Ceci n'est pas surprenant car des équations de régressions doivent être établies sur de grand échantillon. Statistiquement, une population est considérée comme un grand échantillon si n>30, ce qui n'est pas le cas pour notre base de données de travail avec n<30 pour chaque sexe. Nous avons alors inversé notre démarche.

Méthode 5 : CMO_{t5}

Nous avons donc établi des équations de régression linéaire multivariable, sur la base de données B87Val, selon l'équation 2.18, pour chaque sexe, avec les paramètres suivants : A en années, H en cm, W_t en kg et R[∞]_t en kg.

Nous avons ensuite validé ces équations en les appliquant à notre base de données B60S. La moyenne des différences entre CMO_{t5} et CMO_d est de $-0,036 \pm 0,313$ kg avec $P=0,894$ pour les hommes et de $-0,064 \pm 0,228$ kg avec $P=0,135$ pour les femmes. Il n'y a donc pas de différences significatives entre le CMO calculé par le PPI par la méthode 5 et le CMO obtenu avec notre référence le DEXA sur cette base de données de validation. Bien que le test de Student pour les femmes ne soit pas meilleur pour cette méthode que la méthode 1, l'écart-type des différences et en revanche meilleur. Il est en de même pour les hommes pour qui le test de Student de cette dernière méthode est meilleure.

3.2.2. Prédiction de la masse maigre et musculaire par le prototype

Wang et col. [71] proposent une équation définissant la masse totale des membres par la somme de la masse musculaire, de la masse grasse, de la masse osseuse, de la peau et du tissu conjonctif.

Pour l'Homme de référence de 70 kg, dont 54 kg de masse maigre, les tissus conjonctifs représentent 1,6 kg et la peau 2,6 kg. La masse osseuse est estimée à 1,82 CMO. Avec un CMO total moyen de 2,5kg, la peau, les tissus conjonctifs et la masse osseuse hors CMO représentent 6,25kg soit 11,5% de la masse maigre, en supposant ce pourcentage homogène pour tout le corps. Kyle et col. [77] attribuent la différence entre les mesures de masse musculaire par DEXA et tomographie axiale CT au fait que le DEXA, au contraire de la CT, inclut la peau et les tissus conjonctifs, et donne donc des valeurs plus élevées que la CT de 8,1% chez les hommes et de 5,2% chez les femmes. On pourrait donc envisager de diminuer la masse maigre de 5 à 11,5% pour obtenir la masse musculaire des membres. Toutefois, nous ne l'avons pas fait, car les autres auteurs et, semble t-il, les fabricants des appareils TANITA assimilent la masse musculaire des membres à leur simple masse maigre. Nous avons donc préféré tenter d'estimer soit la masse maigre du corps et des membres, soit réellement la masse musculaire.

3.2.2.1 Estimation de la masse maigre et de la masse musculaire corporelle

Notre première méthode a donc été simplement de retrancher à la MNG_t le CMO_t issu de notre meilleure méthode validée *i.e.* la 5^{ième} (Eqs 3.6). Après avoir eu notre base de données B87Val, cette première méthode, donnant au préalable la MM_t en retranchant CMO_{t4} à la MNG_t , a été modifiée pour donner l'équation suivante avec CMO_{t5} .

$$MM_{t1} = MNG_t - CMO_{t5} \quad (3.2)$$

Où MM_{t1} , MNG_t et CMO_{t5} sont en kg.

Comme précédemment, nous avons pensé que nous pouvions obtenir des équations plus fiables en cherchant les régressions linéaires multivariées. Au vu de nos résultats précédents, nous avons directement choisi une régression différente pour chaque sexe et utilisé le paramètre R_{∞_t} et non MNG_t .

Les équations ainsi obtenues définissent la méthode 2, soit MM_{t2} .

Le tableau 3.8 présente dans une première partie les moyennes et écarts-types des différences entre les masses maigres MM_t calculées selon nos deux méthodes à partir du prototype et celles obtenues avec le DEXA pour le corps entier. Le graphique de Bland-Altman correspondant est donné figure 3.14. Dans une seconde partie, le tableau 3.11 indique les moyennes et écarts-types des différences entre les MM_t calculées selon nos deux méthodes à partir du PPI et de la masse musculaire de Wang (Eq 2.18).

Les équations de Wang donnant la masse musculaire ayant été validées par IRM, ce sera notre référence.

	MMt1-MMd (kg)		MMt2-MMd (kg)		MMt1-Mmusw (kg)		MMt2- Mmusw (kg)	
	Moy.±DS	P t-test	Moy.±DS	P t-test	Moy.±DS	P t-test	Moy.±DS	P t-test
Homme n _♂ =27	-0,225±3,089	0,693	-0,0001±2,52	0,99994	26,8±3,7	2,4.10-24	27,1±2,9	4,8.10-27
Femme n _♀ =29	-0,245±1,297	0,209	0,0006±2,61	0,9995	22,0±3,0	7,2.10-27	22,8±1,9	2,8.10-33
Mixte n _{♂♀} =56	-0,235±2,349	0,213	0,0002±2,5	0,9994	23,9±4,9	1,8.10-45	24,8±3,3	1,5.10-51

Tableau 3.8 : moyennes (Moy.) et écarts-types (DS) des différences entre les MM_t calculées selon nos 2 méthodes à partir du PPI et celles obtenues avec le DEXA. Moyennes et écarts-types des différences entre les MM_t calculées selon nos 2 méthodes à partir du PPI et de la masse musculaire de Wang Mmus_w.
P t-test : tests de Student appariés

La méthode 1 consistait à retrancher le CMO_t de la MNG_t. La méthode 2 consistait à appliquer aux données du PPI l'équation de régression linéaire multivariable (Eqs 3.8) développée sur nos données DEXA. Elle prend en compte, le sexe, l'âge, la taille, le poids et Rinf_t.

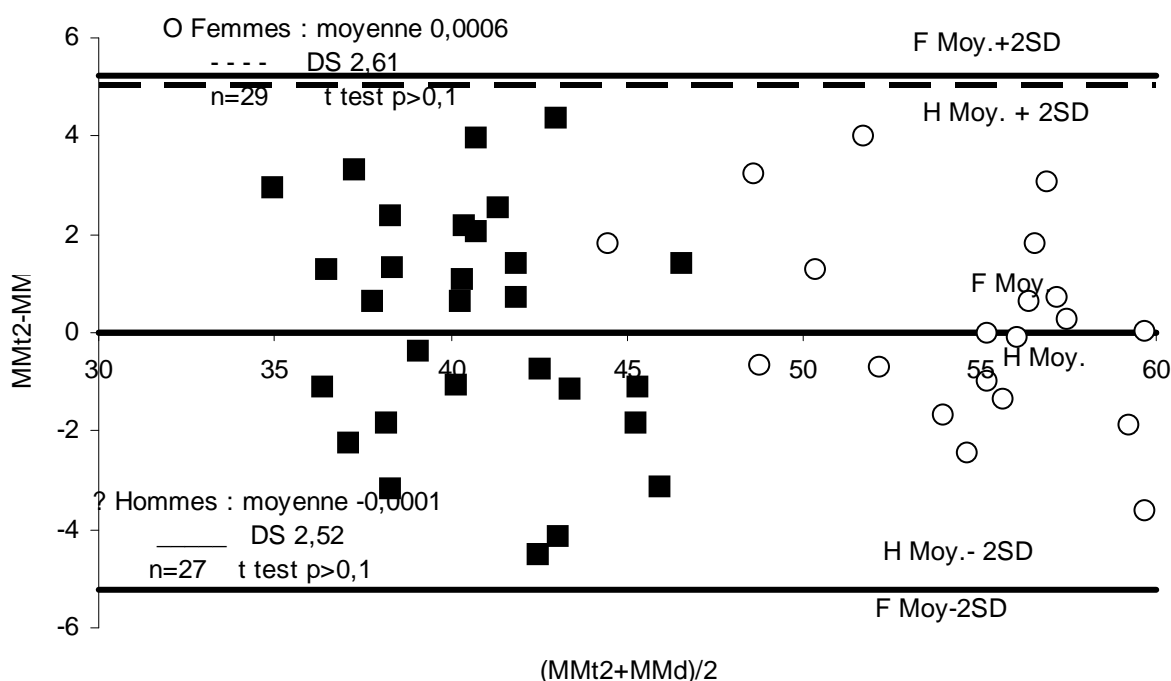


Figure 3.13 : graphique de Bland-Altman montrant les différences entre les masses maigres mesurées par le prototype avec la méthode 2 et par le DEXA (en kg)

Là encore, la méthode 2 s'est montrée la plus précise avec des différences moyennes de -0,0001±2,52kg pour les hommes et 0,0006±2,61kg pour les femmes. Les tests de Student sont respectivement de P_♂=0,99994 et P_♀=0,9995.

Suite à l'obtention de notre base de validation B87Val, nous avons pu vérifier la fiabilité de nos méthodes. Pour la méthode 1, la moyenne des différences entre MM_{t1} et MM_d est de -0,519±2,540kg avec P_♂=0,187 pour les hommes et de -0,273±1,788kg avec P_♀=0,317 pour les femmes. Les équations 3.7 sont donc validées. Comme les équations donnant CMO_{t1} ont été validées, nous avons souhaité tester une méthode 1 bis. MM_{t1b} est obtenue en retranchant CMO_{t1} à la masse non grasse. Dans ce cas,

la moyenne des différences entre MM_{t1b} et MM_d est de $-0,540 \pm 2,530$ kg avec $P_{\delta}=0,169$ pour les hommes et de $-0,279 \pm 1,794$ kg avec $P_{\varphi}=0,314$ pour les femmes. Cette méthode est donc aussi validée. Les résultats obtenus pour la méthode 1 et 1 bis sont très proches. On note cependant que les tests de Student sont légèrement supérieurs pour la première méthode.

Nous avons ensuite vérifié la fiabilité de nos équations sur notre base B87Val. Comme précédemment, nous obtenons des différences non significatives pour les hommes avec $P=0,813$ contre $P=0,007$ pour les femmes avec des moyennes des différences respectives de $0,102 \pm 2,797$ kg et $0,808 \pm 1,838$ kg. Là encore, nous avons dû développer des équations de régression linéaire multivariable sur notre population B87Val pour respecter la limite statistique de $n > 30$. Ces équations définissent la méthode 3, soit MM_{t3} .

La validation de ces équations sur notre base B60S a été concluante avec $P_{\delta}=0,599$ pour les hommes et $P_{\varphi}=0,099$ pour les femmes. Les moyennes des différences obtenues ont été respectivement de $-0,36 \pm 3,72$ kg et $-1,03 \pm 3,32$ kg.

Les équations de la méthode 3 paraissent donc pertinentes pour prédire la masse maigre du corps à partir du PPI. Cependant, comme le montre le tableau 3.8, assimiler la masse maigre à la masse musculaire du corps engendre une erreur très significative, quelque soit la méthode. Les tests de Student associés sont très inférieurs à 0,001. Ceci est aussi valable pour notre méthode 1 avec $P_{\delta}=8,4 \cdot 10^{-27}$ et $P_{\varphi}=9,47 \cdot 10^{-10}$ respectivement pour les hommes et les femmes.

Voyant cela, nous avons cherché à établir une équation de régression linéaire multivariable permettant de prédire directement la masse musculaire. Cette équation a été établie en prenant comme référence la masse musculaire de Wang et comme paramètres la taille, le sexe, l'âge, le poids et le R_{inf_t} des sujets. Nous avons obtenu les équations suivantes :

Pour les hommes :

$$Mmus_t = a \times A + b \times H + c \times W_t + d \times R_{\infty_t} + e \quad (3.3a)$$

Pour les femmes :

$$Mmus_t = a \times A + b \times H + c \times W_t + d \times R_{\infty_t} + e \quad (3.3b)$$

Avec $Mmus_t$ en kg, A en années, H en cm, W_t en kg, R_{∞_t} en ohm, et a, b, c, d et e, les coefficients de régressions donnés par le logiciel Kyplot dans ce cas.

	Mmus _t -Mmus _w (kg)	
	Moy.±DS	P t-test
Homme n _δ =27	-0,0003±1,003	0,9987
Femme n _φ =29	-0,00001±0,912	0,99997
Mixte n _{δφ} =56	-0,0002±0,948	0,9990

Tableau 3.9 : moyennes (Moy.) et écarts-types (DS) des différences entre la $Mmus_t$ calculées à partir du prototype et la masse musculaire de Wang $Mmus_w$ (en kg). P t-test : tests de Student appariés

Les moyennes et écarts-types des différences entre la masse musculaire $Mmus_t$ calculées à partir du PPI et la masse musculaire de Wang $Mmus_w$ sont indiqués dans le tableau 3.9. Le graphique de Bland-Altman correspondant est donné figure 3.14.

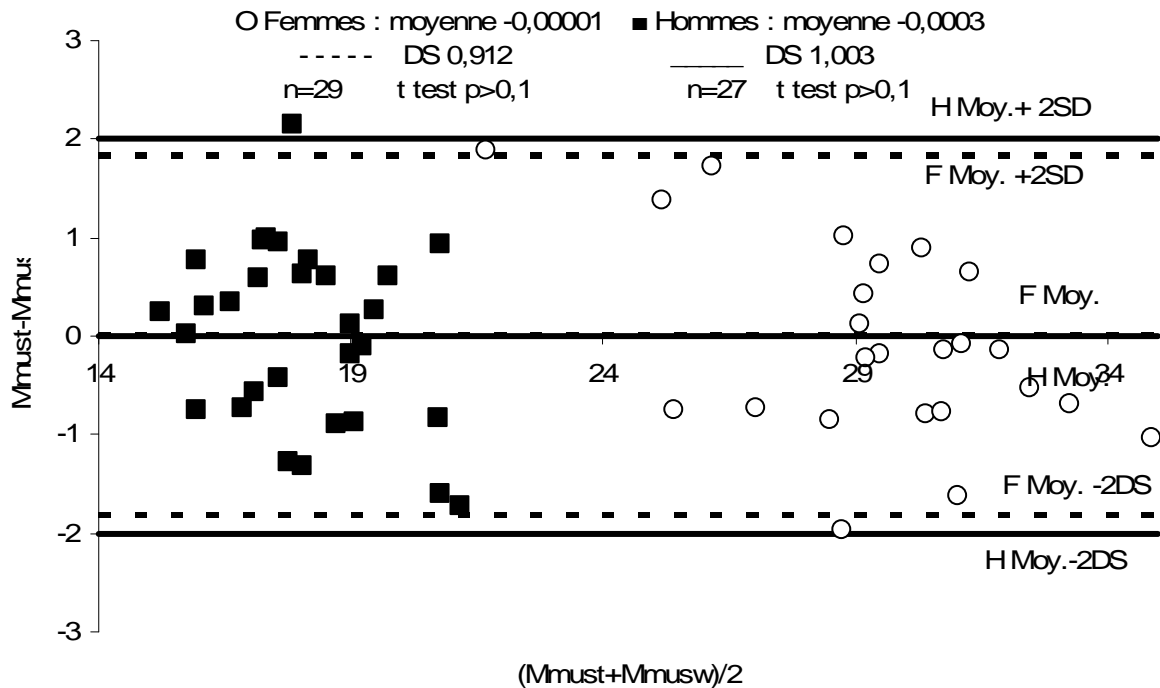


Figure 3.14 : graphique de Bland-Altman montrant les différences entre la masse musculaire mesurée par le PPI M_{mus_t} et la masse musculaire de Wang M_{mus_w} (en kg)

Avec des tests de Student donnant respectivement pour les hommes et les femmes $P_{\sigma}=0,9987$ et $P_{\varphi}=0,99997$, on peut dire que cette dernière méthode semble être la plus précise pour prédire la masse musculaire à partir du prototype. Cependant, une validation par IRM sur une autre population reste nécessaire. Au vu des résultats obtenus avec les équations pour prédire le CMO ou la MM, notre population B60S n'est pas suffisante pour développer des équations de régression multivariable. Il faudra donc refaire la même démarche pour la masse musculaire sur une population plus importante avant de valider les équations ainsi trouvées. Nous ne disposons pas ni résistances ni des réactances à 50kHz pour notre base B87Val, voilà pourquoi nous n'avons pas pu effectuer cette correction.

3.2.2.2. Prédiction de la masse maigre des jambes par le prototype

En plus de la masse maigre du corps entier, il serait intéressant qu'un produit «grand public» comme ce prototype puisse aussi donner la masse maigre des jambes pour l'assimiler à la masse musculaire de ces dernières. Les lignes de courant du PPI passant par les jambes et le bas du tronc, cela semble pertinent. Nous notons bien sûr que l'assimilation entre la masse maigre et la masse musculaire des jambes engendrera une erreur.

Comme nous ne disposons pas de la MNG_t pour chaque membre, il n'est pas possible de retrancher le CMO_t de la MNG_t . Nous avons donc recherché, comme précédemment, la part occupée par la masse maigre des jambes par rapport à la MNG_t totale du corps. Ces pourcentages ont été établis sur les données DEXA pour chaque sujet de la base B60S. Ceci définit la méthode 1, soit MMj_{t1} .

Les moyennes des différences entre les valeurs du prototype MMj_{t1} et les valeurs DEXA, des masses maigres des jambes sont de $-0,144 \pm 1,359$ kg pour les hommes et de $-0,278 \pm 1,306$ kg pour les femmes.

Les tests de Student appariés comparant les masses maigres des jambes obtenues par le prototype et le DEXA sont de $P_{\delta}=0,567$ et de $P_{\varphi}=0,253$. Ils sont donc non significatifs.

Comme précédemment nous avons souhaité proposer des relations plus précises et nous avons donc établi les équations de régression linéaire multivariable suivant l'équation 2.18. Nous définissons ainsi la méthode 2, soit MM_{j12} .

Les moyennes des différences entre les valeurs du prototype et du DEXA des masses maigres des jambes MM_{j12} sont alors de $-0,0004\pm 1,197$ kg pour les hommes et de $-0,0002\pm 1,074$ kg pour les femmes. Les tests de Student appariés comparant les masses maigres des jambes obtenues par le PPI et le DEXA sont de $P_{\delta}=0,9985$ et de $P_{\varphi}=0,9994$. Ils sont donc non significatifs.

Comme précédemment nous avons pu ensuite vérifier la validité de nos équations sur notre base B87Val. Au vu des résultats précédents, il semble prévisible que les équations de la deuxième méthode ne soient pas validées, dû à un échantillon trop petit.

Les tests de Student pour ces équations prédisant la masse maigre pour les jambes en comparaison avec le DEXA sur notre population de validation vérifient en effet que nos équations ne sont pas validées. Nous obtenons, pour la méthode 1, $P_{\delta}=0,009$ pour les hommes et pour les femmes $P_{\varphi}=0,002$, ainsi que pour la méthode 2 respectivement pour les hommes $P_{\delta}=0,003$ et pour les femmes $P_{\varphi}=1,2 \cdot 10^{-6}$.

Nous avons donc développé sur notre base de 87 adultes les nouvelles équations de régression multivariable, selon l'équation 2.18, définissant ainsi la méthode 3, soit MM_{j13} .

Ces équations ne se sont pas validées sur notre base B60S. En effet, nous avons trouvé respectivement pour les hommes $P_{\delta}=0,034$ et pour les femmes $P_{\varphi}=5 \cdot 10^{-4}$. Bien que les équations généralistes relatives au pourcentage occupé par la MM par rapport à la MNG soient validées pour le corps entier, elles ne l'ont pas été pour les jambes. On peut penser qu'il y a plus de différences entre la morphologie des jambes par rapport au corps entre les sujets qu'entre les rapports corps entier de CMO ou de MM. Notre échantillon est peut-être là encore trop petit. Nous avons donc calculé le pourcentage que représente la MM_d des jambes par rapport à la MNG_d du corps entier, sur notre population B87val. Nous avons appliqué ces coefficients à la MNG_t de nos 60 sujets adultes sains pour obtenir la MM_{jt} des jambes. Il s'avère que ces équations ne se valident pas non plus, avec respectivement pour les hommes $P_{\delta}=0,001$ et pour les femmes $P_{\varphi}=0,001$.

Nous ne sommes donc pas parvenus à prédire de manière fiable la masse maigre des jambes à partir des mesures du PPI. Nous pensons qu'il faudrait une base avec une population plus importante et plus hétérogène pour représenter tous les types de morphologie ou encore qu'il faudrait, pour prédire de manière valable la MM des jambes, n'avoir que la résistance des jambes et non pas celle prenant en compte le bas du tronc et notamment la vessie.

3.2.2.3. Prédiction de la masse maigre des bras par le prototype

La masse musculaire du corps étant essentiellement répartie dans les membres, nous avons tenté de prédire la masse maigre des bras par le PPI pour pouvoir la sommer à la masse maigre des jambes et ainsi approximer la masse musculaire du corps.

N'ayant pas pu proposer d'équation fiable pour prédire la masse maigre des jambes, alors que les lignes de courant du PPI passent par les jambes, il semble peut probable de pouvoir prédire la MM des bras par le PPI. Nous avons tout de même souhaité le vérifier. Notre première méthode a donc consisté à établir le pourcentage moyen que représente la masse maigre des bras par rapport à la masse non grasse totale du corps sur nos données DEXA et à l'appliquer aux données du prototype. Nous définissons alors la méthode 1, MMb_{t1} .

Les moyennes des différences entre les valeurs issues du prototype et du DEXA sont de $0,001 \pm 0,646$ kg pour les hommes et de $-0,075 \pm 0,418$ kg pour les femmes. Ces différences ne sont pas significatives avec $P_{\sigma}=0,990$ et $P_{\varphi}=0,337$.

On constate que les écarts-types des différences sont plus élevés en pourcentage pour les bras que pour les jambes : 8,5% pour les bras chez les hommes contre 4,6% pour les jambes. Pour les femmes ces pourcentages sont de 5,9% pour les bras et 3,2% pour les jambes. Ceci est logique car l'anatomie des jambes est prise en compte par les électrodes plantaires du PPI, alors que celle des bras ne l'est pas.

Comme précédemment nous avons aussi établi les équations de régression linéaire multivariable, définissant ainsi la méthode 2, soit MMb_{t2} .

En ce qui concerne cette deuxième méthode, les moyennes des différences entre les valeurs du PPI et celles du DEXA sont de $0,0004 \pm 0,549$ kg pour les hommes et de $-0,0001 \pm 0,362$ kg pour les femmes. Les différences ne sont pas significatives avec $P_{\sigma}=0,997$ et $P_{\varphi}=0,9989$. Là encore cette méthode engendre un test de Student plus précis et semble la méthode adéquat pour calculer la masse maigre des bras à partir du prototype.

Comme nous pouvions le penser, ces équations ne se sont pas validées sur notre base B87Val. En effet, nous avons trouvé respectivement pour les hommes $P_{\sigma}=9,9.10^{-6}$ et pour les femmes $P_{\varphi}=4,5.10^{-5}$ pour notre première méthode et respectivement $P_{\sigma}=3,9.10^{-7}$ et $P_{\varphi}=0,007$ pour notre deuxième méthode. Là encore, nous avons vérifié que la taille de notre échantillon n'était pas un problème. Nous avons donc utilisé les mêmes méthodes sur notre base B87Val pour ensuite valider ces nouvelles équations sur notre base B60S. Nous avons recalculé le pourcentage de MMb_d des bras par rapport à la MNG_d du corps entier sur B87Val utilisant la première méthode ainsi que des équations de régressions linéaires multivariable définissant la deuxième méthode.

Il s'avère que ces équations ne se valident pas non plus avec respectivement pour les hommes $P_{\sigma}=0,001$ et pour les femmes $P_{\varphi}=0,009$ pour la première méthode, et respectivement $P_{\sigma}=8,9.10^{-27}$ et $P_{\varphi}=5,1.10^{-30}$ pour la deuxième méthode.

Nous ne sommes donc pas parvenus à prédire de manière fiable la masse maigre des bras à partir des mesures du PPI. Il paraît donc nécessaire d'avoir les résistances des bras pour pouvoir prédire leur MM.

3.2.2.4. Comparaison entre la somme des masses maigres des membres et la masse musculaire de Wang

Considérant que la masse maigre des membres est proche de la masse musculaire des membres et que la masse musculaire est essentiellement répartie dans les membres, nous cherchons à comparer la somme des masses maigres des membres et la masse musculaire de Wang. Nous avons utilisé les MM des membres DEXA, de notre base de données, comme nous n'avons pas pu développer d'équations fiables pour le prototype. Les moyennes des différences et leurs écarts-types pour chaque sexe et la population mixte sont indiqués dans le tableau 3.10.

	$\Sigma MM_{mbd} - Mmus_w$ (kg)	
	Moy.±DS	P t-test
Homme $n_{\delta}=27$	-5,3±1,8	$3,5 \cdot 10^{-14}$
Femme $n_{\varphi}=29$	-1,4±2,2	$5,0 \cdot 10^{-4}$
Mixte $n_{\delta\varphi}=56$	-3,1±2,8	$6,4 \cdot 10^{-11}$

Tableau 3.10 : moyennes (Moy.) et écarts-types (DS) des différences entre la somme des masses maigres des membres ΣMM_{mbd} calculée à partir du prototype et la masse musculaire de Wang $Mmus_w$.
P t-test : tests de Student appariés

La somme des masses maigres des membres approxime la masse musculaire avec une erreur de 14.2% chez les hommes et de 4.3% chez les femmes. Pour les deux populations, le PPI sous-estime la masse musculaire du corps, ce qui est logique puisque le tronc n'est alors pas pris en compte par le PPI et comporte pourtant de la masse musculaire comptabilisée dans la méthode de Wang.

On note que l'erreur est plus importante chez les hommes que chez les femmes, ce qui pourrait s'expliquer par des muscles pectoraux et abdominaux plus développés chez les hommes que chez les femmes.

Bien que nos équations pour prédire la MM des membres pour le prototype ne soient pas fiables, nous avons tout de même souhaité calculer ΣMM_{mbd} . Pour ce faire, nous avons choisi les équations qui nous semblaient les plus pertinentes au vu des tests de Student, soient celle du type de l'équation 2.18, utilisant le paramètre R^{∞}_t , établies sur la base de données B87Val. Il est intéressant de noter qu'il n'y a pas de différences significatives entre les écarts obtenus par le prototype et par le DEXA avec la masse musculaire de Wang.

Respectivement, pour les hommes $P_{\delta}=0,688$, pour les femmes $P_{\varphi}=0,906$ et pour une population mixte $P_{\delta\varphi}=0,736$. Le DEXA étant notre référence pour la masse maigre, la somme des masses maigres des membres obtenue par le PPI est donc fiable. D'ailleurs les résultats obtenus avec ce dernier sont similaires à ceux obtenus avec le DEXA, aussi bien pour les moyennes des différences, les écarts-types ou encore les tests de Student.

Cette approche devra être validée sur une autre population en comparaison avec des IRM. Il sera alors possible de vérifier s'il est préférable de développer une équation de régression multivariable pour

prédire la masse musculaire par le prototype ou bien s'il est plus judicieux de sommer la masse maigre des membres prédits par le PPI.

3.2.2.5. Conclusion

Les équations du type de l'équation 2.18, utilisant le paramètre R_{∞} , établies sur la base de données B87Val, permettent de prédire de façon fiable et validée, le CMO et la MM du corps. Nous ne sommes pas parvenus à prédire la MM des bras ou des jambes, il semble qu'il soit nécessaire de connaître les résistances des membres. En revanche, la somme des MM des membres obtenue avec le prototype est aussi fiable que celle obtenue avec le DEXA.

Enfin, l'équation proposant un calcul direct de la masse musculaire à partir du PPI semble précise avec de très bons tests de Student, mais il sera nécessaire de la valider par IRM sur une autre population.

3.3 CONCLUSION DU CHAPITRE 3

Ces travaux avaient pour but de développer de nouvelles fonctionnalités pour un produit « grand public ». Ce dispositif permettant pour l'instant de connaître son poids, sa masse grasse et non grasse après avoir entré dans le logiciel son sexe, sa taille et son âge. Cet appareil, après modification, a aussi la capacité de mesurer la résistance à basse et haute fréquence, respectivement Re_t et $Rinf_t$. Seul $Rinf_t$ est utilisé, pour l'instant, pour calculer la MNG_t .

Notre première étude montre qu'en considérant une population de sujets caucasiens sains, notre méthode permet de mesurer les volumes d'eau totale en utilisant ce pèse-personne impédancemètre. Ceci est vrai avec globalement la même précision qu'avec un impédancemètre médical pied-main multifréquence et avec une bonne corrélation par rapport à une méthode de référence telle que la dilution au deutérium. Il en est de même pour la mesure d'eau extracellulaire [78] et par différence, de l'eau intracellulaire.

L'avantage du PPI est que les mesures sont faites de manière plus rapide et plus simple qu'avec un XITRON.

Le taux d'hydratation, information pertinente, peut être calculé par Vt_t/MNG_t semble être une information pertinente pour suivre les variations d'hydratation.

Il sera possible d'ajouter aux paramètres hydriques précédents une approximation du contenu minéral osseux et de la masse maigre du corps entier.

En revanche, pour une commercialisation mondiale, il faudra intégrer diverses options suivant l'origine ethnique comme c'est le cas d'ailleurs pour les ostéodensitomètres.

Les méthodes les plus pertinentes étant les régressions multivariées, on peut considérer que ce premier travail a permis de définir des équations valables pour le CMO et la MM du corps.

Cependant, un travail d'optimisation de la forme des équations de régression multivariable reste à faire. En effet, nous avons supposé que chaque paramètre était significatif, soit le poids, la taille, l'âge, le sexe et $Rinf_t$. Or, selon le sexe ou ce qui est calculé, tous ces paramètres ne sont pas systématiquement significatifs. Il est donc nécessaire dans ce cas d'affiner les paramètres de la régression. Par exemple, lorsque la taille n'est pas un critère significatif, on pourrait par exemple plutôt s'intéresser au critère $H^2/Rinf_t$.

Enfin, en ce qui concerne la masse musculaire, des mesures d'IRM seront nécessaires pour valider l'équation obtenue, qui elle-même devrait être établie sur une base de données importante et optimisée au niveau des paramètres.

4. SUIVI DE L'ETAT NUTRITIONNEL D'ENFANTS ET D'ADULTES ATTEINTS DE TROUBLES DE LA COMPOSITION CORPORELLE

L'impédancemétrie permet d'étudier la composition corporelle, de façon relativement rapide, non invasive et indolore. Cette technique a donc intéressé le milieu hospitalier (troubles du comportement alimentaire, cardiologie, gériatrie...). C'est, pour le moment, une technique controversée qui nécessite encore d'être validée. De plus, les dispositifs les moins coûteux se basent sur des lignes de courant ne prenant pas en compte le corps dans son ensemble, ce qui, on peut penser, engendre des erreurs d'autant plus importantes chez des patients dont les pathologies peuvent provoquer des variations de composition corporelle localisées. Nous avons donc cherché à valider ces dispositifs par rapport à des méthodes de référence. De plus, nous avons tenté de développer de nouveaux paramètres d'analyse de la composition corporelle pour aider au diagnostic médical, au suivi des pathologies ou des thérapies. Ce chapitre présente tout d'abord notre étude concernant la détection et la quantification de surcharges hydriques chez des patients souffrant d'insuffisance veineuse et d'œdèmes. Nous aborderons ensuite le suivi de patientes atteintes d'anorexie mentale, puis nous étudierons l'état nutritionnel d'un groupe de personnes âgées et enfin nous évoquerons la fiabilité d'un pèse-personne impédancemètre pour la quantification des variations nutritionnelles suite à une séance d'hémodialyse.

4.1. DETECTION ET QUANTIFICATION DE LA SURCHARGE HYDRIQUE PAR BIOIMPEDANCE CHEZ DES PATIENTS SOUFFRANT D'INSUFFISANCE VEINEUSE OU D'OEDEMES

Suite à un entretien, les Dr Bailly et Benali du Service de Cardiologie du CHR de Compiègne nous ont autorisés à effectuer des mesures sur des patients présentant des œdèmes dus à une insuffisance cardiaque. Pour compléter notre échantillon, nous avons aussi effectué des mesures chez des particuliers. Les mesures ont été faites en collaboration avec Roland Kieffer, étudiant en master [69]. Nous avons effectué le protocole P0 (voir chapitre 2.2.1.) sur 15 personnes mais sans effectuer de DEXA. L'objectif était de voir si la bioimpédance peut permettre de détecter et de quantifier une surcharge hydrique par des paramètres simples, que ce soit par un appareil pied-main ou par un pèse-personne impédancemètre. Notre population témoin, dans cette étude, est la base de sujets sains adultes B60S.

4.1.1. Etude de la fiabilité du prototype pour ce type de population

	Re _r (ohm)	Re _{prox} (ohm)	
	Moy.±DS	Moy.±DS	P t-test
Patientes n _f =6	388,3±115,2	390,2±107,0	0,933
Patients n _g =9	355,4±119,1	399,4±151,2	0,171
Patients «mixte» n _g =15	369,8±114,7	395,4±129,6	0,203

Tableau 4.1 : moyennes (Moy.) et écarts-types (DS) des valeurs de résistance extracellulaire obtenues avec le prototype et le XITRON en plaçant les électrodes sous les pieds. P t-test : tests de Student appariés

Le tableau 4.1 indique les valeurs de résistance extracellulaire données par le PPI et le XITRON (électrodes placées sous les pieds) pour des patients atteints d'œdèmes. On observe des différences non significatives entre les données du PPI et celles de notre référence XITRON, et ce aussi bien pour les femmes, les hommes ou une population mixte (respectivement P_f=0,933, P_g=0,171 et P_g=0,203). Les mesures de résistances données par le prototype sont donc fiables, même sur ces patients souffrant d'insuffisance veineuse.

4.1.2. Etude d'une population d'insuffisants veineux

Pour chaque patient examiné, nous avons cherché quels paramètres, essentiellement des rapports, présentent une anomalie par rapport à notre population de sujets sains B60S, c'est-à-dire sont extérieurs à nos limites d'agrèments ou significativement différents de cette population de référence.

Par exemple, un rapport Ve_t/Ve_x trop grand peut indiquer une surcharge extracellulaire des jambes, puisque le PPI favorise les jambes et le tronc inférieur. L'inverse peut indiquer une surcharge du tronc supérieur et des bras.

Pour un patient ayant des œdèmes, un rapport Ve_x/Vi_n ou Ve_t/Vt_n trop élevé indiquera une surcharge extracellulaire et l'inverse une surcharge intracellulaire. Pour pouvoir effectuer nos tests statistiques, ne disposant pas des bases de données de Van Loan [9] ou Lichtenbelt [10] ayant servi à établir les valeurs de références de ces rapports, nous les avons recalculés sur nos sujets sains B60S ainsi que les limites d'agrèments obtenues en ajoutant deux écarts-types à la moyenne. Nous avons obtenu $0,401 \pm 0,012$ pour les hommes et $0,412 \pm 0,010$ pour les femmes pour le rapport Ve_x/Vt_n .

	Patients $n_{\delta\phi}=15$	Sujets sains $n_{\delta\phi}=58$	Limites d'agrèments Moy. \pm 2DS
	Moy. \pm DS	Moy. \pm DS	
Poids (kg)	89,6 \pm 24,3 ***	69,2 \pm 13,6	na
MG _t (kg)	29,6 \pm 16,2 ***	16,4 \pm 8,0	na
MNG _t (kg)	60,0 \pm 13,7 *	52,8 \pm 11,2	na
Ir	1,423 \pm 0,147***	1,499 \pm 0,066	1,367-1,631
Re _t (ohm)	357,1 \pm 106,3 ***	590,0 \pm 75,0	440,0-740,0
Rinf _t (ohm)	340,4 \pm 114,6 ***	506,0 \pm 78,7	348,6-663,4
Re _{ppx} (ohm)	391,5 \pm 133,2 ***	598,4 \pm 76,0	446,4-750,4
Ve _x (l)	20,2 \pm 4,4 ***	15,4 \pm 3,05	9,3-21,5
Ve _t (l)	23,9 \pm 7,6 ***	15,5 \pm 3,20	9,1-21,9
Vi _n (l)	27,5 \pm 6,4 **	22,5 \pm 5,07	12,4-32,6
Vi _t (l)	32,7 \pm 12,3 ***	23,5 \pm 6,5	10,5-36,5
Vt _n (l)	47,7 \pm 10,5 ***	37,9 \pm 8,1	21,7-54,1
Vt _t (l)	56,6 \pm 19,7 ***	38,9 \pm 9,4	20,1-57,7
Ve _x /Vi _n	0,74 \pm 0,07 ***	0,74 \pm 0,05	0,64-0,84
Ve _t /Vi _t	0,75 \pm 0,11 **	0,67 \pm 0,07	0,53-0,81
Ve _x /Vt _n	0,42 \pm 0,03 ***	0,41 \pm 0,01	0,39-0,43
Ve _t /Vt _t	0,43 \pm 0,03 **	0,40 \pm 0,03	0,34-0,46
Ve _t /Ve _x	1,177 \pm 0,029***	1,00 \pm 0,04	0,92-1,09
Th _{MNGn} (%)	80,2 \pm 9,8 ***	72,4 \pm 4,2	64,0-80,8

Tableau 4.2 : moyennes (Moy.) et écarts-types (DS) des caractéristiques des sujets, des volumes en eau ECW, ICW et TBW obtenus par différentes méthodes ainsi que les rapports de ces volumes et le taux d'hydratation. n : nouvelle méthode, t : PPI, x : XITRON.

Tests de Student non appariés : *** si $P < 0.001$; ** si $P < 0.01$; * si $P < 0.05$.

La première partie du tableau 4.2 indique les valeurs moyennes, les écarts-types et les limites d'agrèments (obtenues sur notre population de sujets sains) pour le poids, la masse grasse MG_t, la masse non grasse MNG_t, les résistances extracellulaires Re_t et infinies Rinf_t obtenues avec le prototype ainsi que les résistances extracellulaires pied-pied obtenues avec le XITRON. On note aussi l'indice Ir

qui est le rapport de $Re_x/Rinf_x$, des données brutes d'impédance. Si I_r est trop faible, cela indique une surcharge extracellulaire et à l'inverse une surcharge intracellulaire.

Les valeurs des volumes en eau Ve_x , Ve_t , Vi_n , Vi_t , Vt_n et Vt_t se trouvent dans la deuxième partie du tableau. La 3^{ième} partie permet de visualiser les rapports ECW/ICW, ECW/TBW obtenus par différentes méthodes ainsi que le rapport Ve_t/Ve_x . La dernière ligne donne le taux d'hydratation des sujets obtenus par Vt_n/MNG_t .

Bien que les volumes moyens de nos patients restent dans les limites d'agrément, ils sont significativement supérieurs à ceux de nos témoins. Les résistances Re_t , $Rinf_t$ et Re_{ppx} sont significativement inférieures aux limites basses d'agrément. Ceci indique un excès de fluide dans le corps de nos patients. Bien que le taux moyen d'hydratation des patients soit dans les limites d'agrément, il est significativement supérieur à celui de nos témoins et confirme une surhydratation. On peut souligner une différence notable entre Vi_n et Vi_t , ce qui pourrait montrer un excès intracellulaire localisé dans les jambes. Le rapport Ve_t/Ve_x est très significativement supérieur ($P=6,10^{-8}$) à celui des sujets sains, ce qui indique une surcharge hydrique localisée dans les jambes pouvant être modérée mais amplifiée par le PPI. Enfin, I_r est significativement inférieure ($P=0,004$) chez les patients indiquant des œdèmes extracellulaires.

Bien que les volumes en eau obtenus avec le prototype sur nos patients soient significativement différents de ceux obtenus avec notre référence XITRON (ECW, $P=0,011$, ICW, $P=0,032$ et TBW, $P=0,017$), les rapports ECW/ICW et ECW/TBW ne sont pas significativement différents entre le PPI et notre référence avec respectivement $P=0,750$ et $P=0,803$. Les indices de répartition des fluides donnés par le prototype pour ce type de population sont donc fiables.

On peut penser que l'excès de fluide chez nos patients induit des erreurs dans le calcul des volumes du PPI, dont les équations ont été établies sur des sujets sains. Une correction serait possible pour ce type de population. L'erreur pouvant provenir d'un excès important de fluide, ou bien mineur, mais s'il est localisé dans les jambes, il sera amplifié par l'extrapolation effectuée par le prototype des jambes au corps entier.

Nos rapports moyens ECW/ICW et ECW/TBW se situent dans les limites d'agrément, bien que significativement différentes de ceux de nos témoins. Il faut noter que ces rapports pâtiennent des biais obtenus sur le calcul des volumes. De plus, nous pouvons penser que la variabilité de notre population ne permet pas de conclure sur la moyenne de ces rapports. En effet, certains sujets vont présenter des œdèmes intracellulaires, d'autres extracellulaires ou encore des œdèmes localisés dans des parties différentes du corps. De plus, on peut s'interroger sur la pertinence de nos limites d'agrément. En effet, d'une part, notre population de sujets sains a une moyenne d'âge significativement différente de celle de nos patients (respectivement $34,5\pm 16,0$ ans contre $69,9\pm 11,6$ ans). D'autre part, l'IMC moyen de nos sujets sains était de $23,6\pm 3,7$ $Kg.m^{-2}$ contre $32,2\pm 7,7$ $kg.m^{-2}$ pour nos patients.

L'annexe 5 indique le détail, pour chaque patient, des valeurs décrites ci-dessus.

On observe que les deux indices de répartition des fluides ECW/ICW et ECW/TBW des patients O3H, O5H et O14F sont nettement supérieurs à la limite haute et montre donc a priori une surcharge hydrique extracellulaire. Ces patients avaient en effet des signes cliniques d'œdèmes. En revanche, d'autres patients avaient eux aussi des signes cliniques d'insuffisances veineuses et n'ont pas été détectés par

ces indices. Il a permis de détecter une surcharge hydrique extracellulaire chez 6 de nos 15 patients (O2F, O3H, O5H, O7F, O12H, O14F). On peut souligner également que 11 de nos 15 patients ont un Re_t inférieur à la limite basse d'agrément et les 4 autres en sont très proches. Cet indicateur, le plus élémentaire fourni par le PPI, serait en fait aussi le plus fiable et le plus pertinent. Il a l'avantage de ne pas dépendre de coefficients établis sur des populations dont les caractéristiques peuvent être très différentes de celles des populations étudiées. Dans ce cas, bien qu'il reste encore une différence d'âge significative, les limites d'agrément proposées pourraient être considérées comme relativement pertinentes. Il en est de même pour Re_x . En considérant les limites d'agrément de la résistance extracellulaire du XITRON, on a pu détecter nettement une hyperhydratation chez 8 patients (O1H, O5H, O7F, O8H, O11H, O12H, O13F, O15F) et indiquer une tendance chez 4 autres patients (O2F, O6H, O9H, O10F).

Pour conclure, on peut tout d'abord noter que les Re_t mesurés chez ces patients semblent aussi fiables que les Re_x mesurés par le XITRON. Si l'on considère que la résistance extracellulaire est un indicateur fiable, dans ce cas, ce pèse-personne modifié pourrait permettre la détection d'œdèmes. Il faut cependant noter que cette détection sera limitée aux membres inférieurs et au bas du tronc de part les lignes de courant du PPI. De plus, cette étude met en avant qu'il est difficile de se baser sur un seul paramètre et que pour avoir une détection et une quantification fine les limites d'agrément ne sont pas forcément fiables ou suffisantes. Comme il n'est pas possible de tester la significativité des paramètres pour chaque sujet, il paraît pertinent de s'intéresser à un ensemble de paramètres : les résistances des compartiments hydriques, les taux d'hydratation et les rapports des volumes. Le rapport Ve_t/Ve_x semble être intéressant et permettre la localisation des œdèmes, ce qui peut être intéressant en phlébologie. En absence du PPI, il sera facile de développer un Ve_{xpe} , soit l'extrapolation au corps entier du volume calculé à partir de la résistance prise avec les électrodes sous les pieds Re_{ppx} . Pour le moment, ce prototype permettant l'obtention de la résistance extracellulaire n'existe pas sur le marché et n'est donc pas accessible aux praticiens.

4.1.3. Application au suivi d'un patient souffrant d'insuffisance cardiaque

Ce patient a été suivi au service cardiologie de l'hôpital de Compiègne. Il souffrait d'insuffisance cardiaque et avait de ce fait développé des œdèmes importants. Ceci a été vérifié par nos mesures J0 du premier jour, figure 4.1, qui indiquent un Re_x inférieur à sa limite basse d'agrément et un Re_{ppx} très inférieur à sa limite basse d'agrément prouvant que la surcharge hydrique est principalement localisée dans les jambes. En revanche, $Rinf_x$ a été trouvé dans ses limites d'agrément, ce qui prouve que le patient n'a pas d'hyperhydratation intracellulaire. La figure 4.1 expose les mesures effectuées sur le patient à J0, début du traitement sous diurétique, à J2, après 2 jours de traitement et à j13, après 13 jours de traitement.

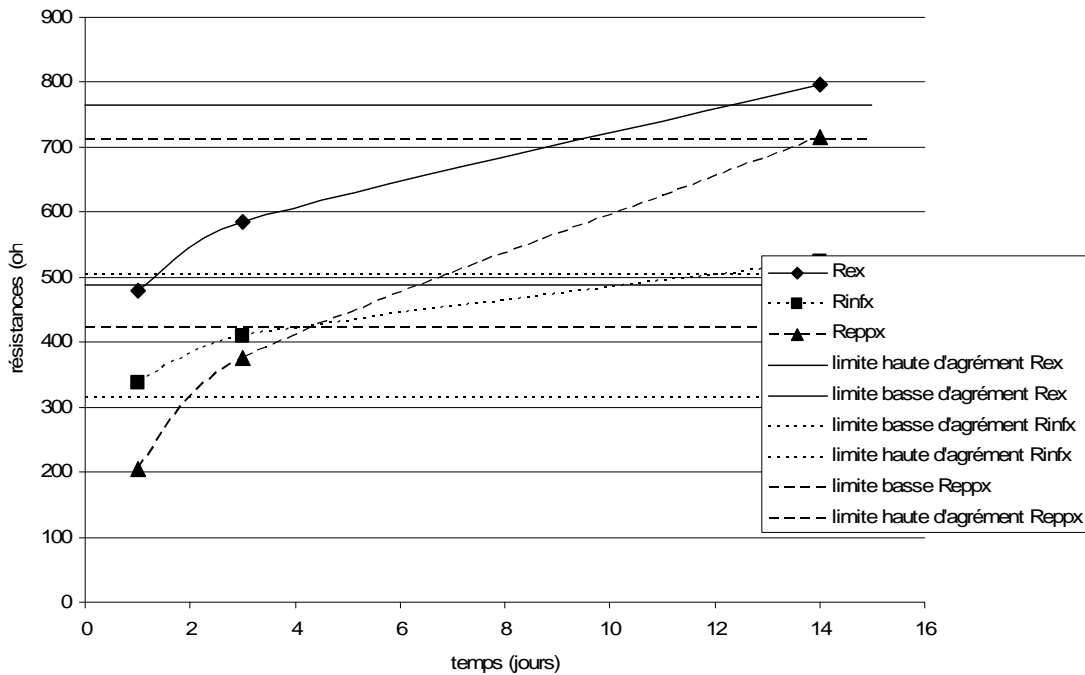


Figure 4.1 : suivi de l'évolution des résistances Re_x et $Rinf_x$ mesurées par le XITRON durant un traitement par diurétique d'un patient atteint d'insuffisance cardiaque

On observe nettement l'effet des diurétiques sur l'œdème du patient. Il faut moins de 4 jours de traitement pour que l'œdème extracellulaire soit résorbé.

Le traitement aurait pu être arrêté au bout de 5 jours au lieu de 13 jours où nous avons le risque que le patient soit finalement déshydraté, Re_{ppx} et $Rinf_x$ ayant passé leur limite haute d'agrément. L'impédancemétrie pourrait donc être intéressante pour les médecins n'ayant, pour l'instant, aucun moyen quantitatif de détecter et de mesurer un œdème ; la méthode actuelle étant l'application du doigt et le ressenti du médecin quant à l'enfoncement du doigt dans la partie du corps œdémateuse, ou encore la prise de poids.

Pour pouvoir localiser l'œdème tout en s'affranchissant de l'absence du rapport Ve_t/Ve_x , nous avons donc développé avec le XITRON un volume équivalent à Ve_t nommé Ve_{xpe} .

Nous avons donc cherché le coefficient correcteur permettant d'égaliser Ve_{xpe} (calculé à partir de Re_{ppx} selon les équations de De Lorenzo (Eq. 1.15) et Ve_x . Nous avons moyenné ces coefficients pour les hommes et pour les femmes et avons obtenu respectivement $0,286 \pm 0,010$ et $0,268 \pm 0,009$. Les écarts entre Ve_{xpe} et Ve_x sont de $0,019 \pm 0,645$ pour les hommes avec $P=0,878$ et de $0,038 \pm 0,451$ pour les femmes avec $P=0,741$. Nous pouvons alors définir des limites d'agrément pour cet indice qui sont de 0,928 à 1,072 pour les hommes et de 0,932 à 1,072 pour les femmes contre 0,741 à 1,313 pour les hommes et 0,925 à 1,077 pour les femmes pour le rapport Ve_t/Ve_x . En effet, les moyennes des rapports Ve_{xpe}/Ve_x sont de $1,000 \pm 0,036$ pour les hommes et $1,002 \pm 0,035$ pour les femmes contre $1,027 \pm 0,143$ pour les hommes et $1,001 \pm 0,038$ pour les femmes pour le rapport Ve_t/Ve_x .

Le tableau 4.3 indique les variations entre J2 et J0 puis entre J13 et J0 pour le poids, les masses grasse et non grasse, ainsi que les variations de résistances Re_x , $Rinf_x$ et de volumes en eau Ve_x , Vi_x et

V_{t_x} . Les dernières colonnes indiquent les rapports ECW/ICW, ECW/TBW, le taux d'hydratation Th_{MNG} (V_{t_n}/MNG_t) et le rapport Ve_{xpe}/Ve_x .

Après deux jours de traitement le patient a déjà perdu 8kg que l'on peut penser être essentiellement dû à une perte d'eau comme le montre la perte de 7,7l de V_{t_n} .

	Poids (kg)	MG _t (kg)	MNG _t (kg)	Re _x (ohm)	Rinf _x (ohm)	Ve _x (l)	Vi _n (l)	Vt _n (l)	Ve _x /Vi _n	Ve _x /Vt _n	Ve _{xpe} /Ve _x	Th _{MNG} (%)
j2-j0	-8	-1.1	-6.9	106	70,9	-2,6	-5,1	-7,7	0,043	0,014	-0,4	-4.2
j13-j0	-10	1.2	-11.2	317	186,5	-6,9	-8,0	-14,9	-0,049	-0,017	-0,7	-11.1

Tableau 4.3 : variations des paramètres mesurés par le XITRON entre la fin du traitement sous diurétique j13, une mesure médiane j2 et le début du traitement à j0.

Ce patient souffrait à son arrivée d'une surcharge hydrique principalement située dans les jambes, pouvant être attribuée en partie à l'orthostatisme, avec un Ve_{xpe} de 36,5l contre un Ve_x de 22l. Après deux jours de traitement ces données avaient diminué avec Ve_{xpe} égal à 23,5l et un Ve_x de 19,4l. A la fin du traitement, à j13, ces deux volumes étaient devenus presque équivalents avec Ve_{xpe} égal à 15,2l et Ve_x égal à 15,1l. L'œdème extracellulaire a donc été résorbé. Ceci est corroboré par les variations de notre indice Ve_{xpe}/Ve_x passant de 1,66 à J0 à 1,21 à J2 pour finir à 1,00 à J13, valeur indiquant que l'œdème présent dans les jambes est résorbé.

Nos paramètres ont donc pu détecter cet œdème sévère et suivre les effets de la prise de diurétique. Certains de nos indices, comme Re_{ppx} et ses limites d'agrément ou le rapport Ve_{xpe}/Ve_x , ont permis de localiser l'œdème dans la partie basse du corps. Tandis que d'autres indices, comme les autres résistances ou les rapports de volume en eau, permettent de localiser le compartiment où se trouve l'œdème.

4.1.4. Application à une patiente souffrant d'un œdème localisé sur le bras droit

Cette patiente nous a été indiquée par un phlébologue, le Dr. Lambert. Suite à des brûlures au 2^{ème} degré en 1984, elle souffre d'œdèmes sévères pour lesquels on lui fait des drainages lymphatiques. Elle souffre d'une surcharge hydrique notable pour les jambes mais aussi d'un œdème local au niveau du bras droit tandis que son bras gauche est sain. Nous avons donc effectué, avec le XITRON, des mesures segmentaires sur les deux bras en positionnant les électrodes injectrices et réceptrices au niveau des épaules et des mains respectivement à gauche puis à droite. Pour obtenir les volumes du XITRON, nous avons entré dans l'appareil les données anthropométriques des membres soit les circonférences des bras au niveau du biceps et du poignet ainsi que la longueur entre les électrodes.

Le tableau 4.4 indique les valeurs de résistances Re_x , $Rinf_x$, Ir ainsi que les volumes Ve_x , Vt_n , Vi_n et les rapports Ve_x/Vt_n ainsi que Ve_x/Vi_n . Ces valeurs sont données pour le bras gauche sain, comme référence, et le bras droit malade.

	Bras gauche	Bras droit	Ecart entre le bras malade et le bras sain
$Re_{x_{bg}}$ (ohm)	286,3	151,7	-134,6
$Rinf_{x_{bg}}$ (ohm)	205,1	107,7	-97,4
I_r	1,40	1,41	0,01
$Ve_{x_{bg}}$ (litre)	1,5	2,5	1,0
Vi_{nbg} (litre)	1,9	3,1	1,2
Vt_{nbg} (litre)	3,4	5,6	2,2
$Ve_{x_{bg}}/Vt_{nbg}$	0,450	0,450	-0.003
$Ve_{x_{bd}}/Vi_{nbg}$	0,790	0,810	0.017

Tableau 4.4 : paramètres pour la détection et la quantification de l'œdème du bras droit de la patiente.

On observe une surcharge hydrique extracellulaire de 1l et intracellulaire de 1,2l pour le bras malade. Comme l'œdème est dans les deux compartiments en proportion équivalente, il n'est pas détecté par les rapports de volumes. En revanche, les résistances Re_x et $Rinf_x$ du bras droit sont inférieures de près de 50% de celle du bras gauche, confirmant un œdème dans les deux compartiments.

L'impédancemétrie segmentaire nous a donc permis de quantifier cet œdème. En revanche, cette application confirme l'importance de travailler avec plusieurs paramètres pour surveiller les répartitions hydriques du corps.

4.1.5. Conclusion

Il semble pertinent de dire que le PPI modifié pour donner les résistances des compartiments hydriques, peut détecter la présence d'œdèmes s'ils ne sont pas localisés dans le haut du corps, grâce notamment à Re_t et $Rinf_t$.

L'impédancemétrie, grâce à un ensemble de paramètres tels que les taux d'hydratations (TBW/MNG ou TBW/W), les rapports des volumes (ECW/TBW ou ECW/ICW) ou encore I_r , les résistances Re_x , $Rinf_x$, Re_{ppx} , peut permettre de détecter, de localiser, de quantifier et de suivre l'évolution des surcharges hydriques extra ou intracellulaire dans le corps entier ou les membres. Il est important de travailler avec tous les paramètres cités pour surveiller les répartitions hydriques du corps, pour les œdèmes comme pour la déshydratation. On peut conseiller de préciser la localisation des œdèmes par de l'impédancemétrie segmentaire.

4.2. SUIVI DE PATIENTES ATTEINTES D'ANOREXIE MENTALE A L'HOPITAL NORD D'AMIENS

Cette étude s'inscrit dans le cadre d'un projet du Pôle GBM de la région Picardie mettant en collaboration notre UMR-CNRS 6600 et le service des grands enfants du CHU nord d'Amiens en partenariat avec le Dr Djeddi et le Pr Boudailliez. Nous avons travaillé sur une population de 25 adolescents anorexiques dont 13 ont effectué un DEXA (base de données B13AN) et 31 adolescents témoins n'ayant pas effectué de DEXA (B17T). Les objectifs de cette étude étaient multiples : valider la fiabilité d'un pèse-personne impédancemètre du commerce pour ce type de population, effectuer le suivi de ces patientes pour étudier l'évolution de leur renutrition ou encore tenter de développer de nouveaux paramètres pour permettre une aide au diagnostic.

4.2.1. Etude de la fiabilité de plusieurs méthodes d'impédance pour mesurer la composition corporelle

4.2.1.1. Comparaison des volumes d'eau extracellulaire, intracellulaire et d'eau totale mesurés par le XITRON et le prototype chez nos patientes AN et nos adolescentes témoins

Les moyennes (Moy.) et les écarts-types (DS) des différents volumes en eau calculés à partir du prototype (t) et du XITRON amélioré par notre nouvelle méthode (n) sont résumés dans le tableau 4.5. Les volumes d'eau totale mesurés chez nos patientes et chez nos adolescents témoins ne sont pas significativement différents de ceux calculés avec notre méthode de référence. En revanche, bien que Ve_t ne soit pas significativement différent de Ve_x chez nos témoins, il l'est chez nos patients avec $P=0,028$. Inversement, Vi_t est significativement différent de Vi_n chez nos témoins mais ne l'est pas chez nos patientes.

		Patientes AN $n_c=13$		Témoins $n_c=17$		P t-test AN/T
		Moy.±DS	P t-test	Moy. ± DS	P t-test	
Vt (litre)	Prototype Vt_t	23,6±4,4	0,190	26,2±5,2	0,050	0,140
	Nouvelle méthode Vt_n	23,0±3,9	référence	27,0±5,7	référence	0,032
Ve (litre)	Prototype Ve_t	10,4±1,8	0,028	11,2±2,0	0,900	0,260
	XITRON Ve_x	9,0±1,9	référence	11,2±2,2	référence	0,008
Vi (litre)	Prototype Vi_t	13,2±2,6	0,140	15,0±3,2	0,011	0,089
	Nouvelle Méthode Vi_n	14,0±3,7	référence	15,8±3,5	référence	0,190

Tableau 4.5 : comparaison des volumes en eau calculés à partir du prototype (t), du XITRON (x) et du XITRON utilisant notre nouvelle méthode (n) chez nos patientes AN et nos sujets témoins.

P t-test : tests de Student appariés ; P t-test AN/T : tests de Student non appariés

La figure 4.2 montre la comparaison entre les volumes d'eau totale mesurés par le prototype et le XITRON. On observe une légère surestimation d'environ 2,2% par le PPI chez nos patientes contre une sous-estimation de 3,2% chez les témoins. Les coefficients de corrélation sont bons pour les deux populations.

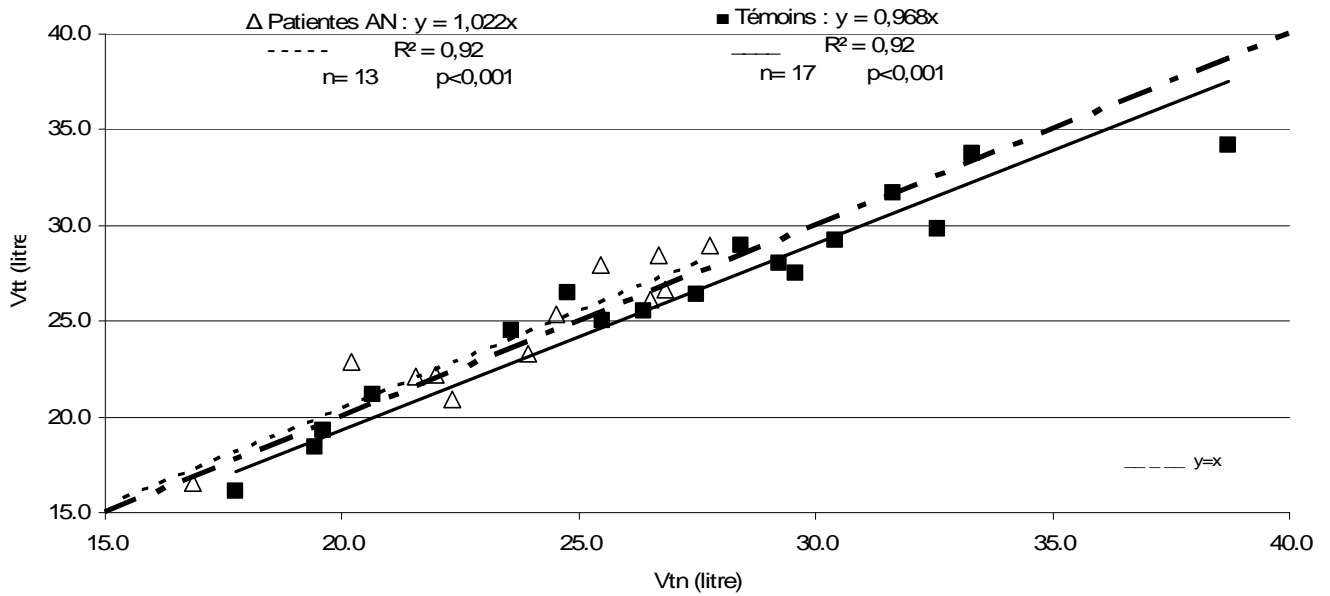


Figure 4.2 : comparaison des volumes d'eau totale mesurés par le prototype (V_t) et par le XITRON utilisant notre nouvelle méthode (V_{tn}) chez nos adolescentes anorexiques et nos adolescentes témoins.

Le graphique de Bland-Altman correspondant, figure 4.3, prouve que les écarts-types des différences entre le PPI et le XITRON sont proches. Aucune des données des patients n'est en dehors des limites d'agrément (définies par $\text{moyenne} \pm 2\text{DS}$) tandis que les témoins comptent un point en dehors de leurs limites.

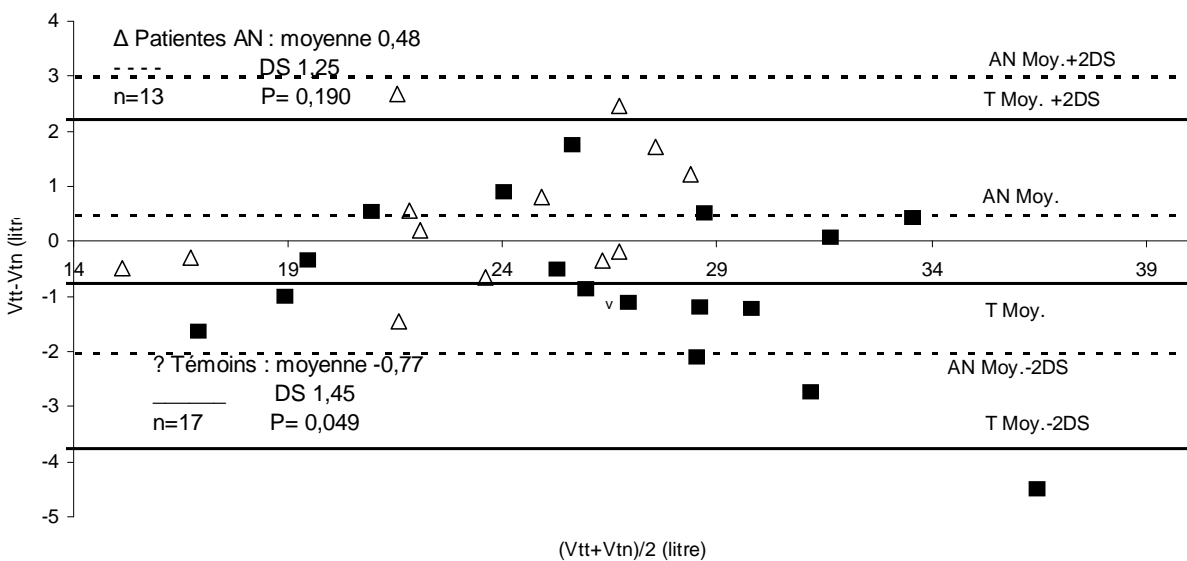


Figure 4.3 : graphique de Bland-Altman de la comparaison des volumes d'eau totale mesurés par le PPI et le XITRON utilisant notre nouvelle méthode (V_{tn}) chez nos patients et nos témoins. P t-test : tests de Student appariés.

La comparaison entre les volumes d'eau extracellulaire mesurés par le PPI et le XITRON est décrite figure 4.4. On note une bonne corrélation chez les témoins entre V_{et} et V_{ex} . En revanche, le prototype surestime ECW de 12% chez nos patientes avec un mauvais coefficient de corrélation.

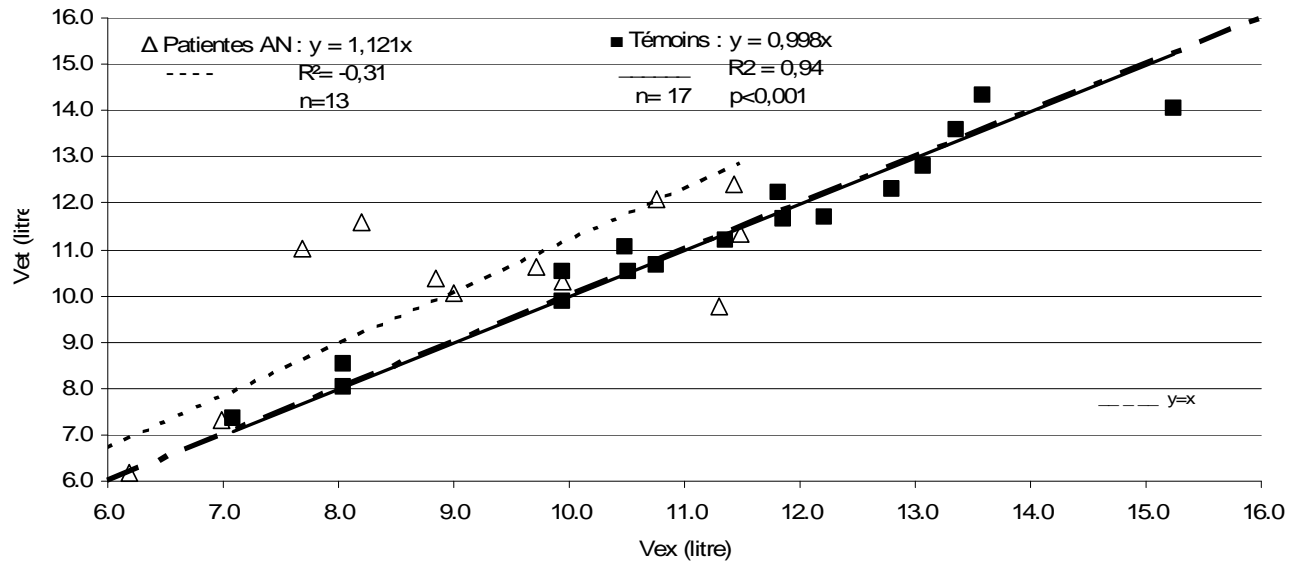


Figure 4.4 : comparaison des volumes d'eau extracellulaire mesurés par le prototype (V_{e_t}) et le XITRON (V_{e_x}) chez nos patientes anorexiques et nos adolescents témoins. La ligne pointillée représente l'identité.

Le graphique de Bland-Altman correspondant est donné figure 4.5. Tandis que les écarts-types étaient semblables pour les volumes d'eau totale, les écarts-types des différences entre V_{e_t} et V_{e_x} sont quatre fois plus important chez nos patientes que chez nos témoins. On peut supposer que cette surestimation du PPI est due à un œdème extracellulaire localisé dans les jambes de nos patientes. Comme le prototype extrapole les mesures des jambes au corps entier, il surestime donc le volume d'eau extracellulaire du corps entier.

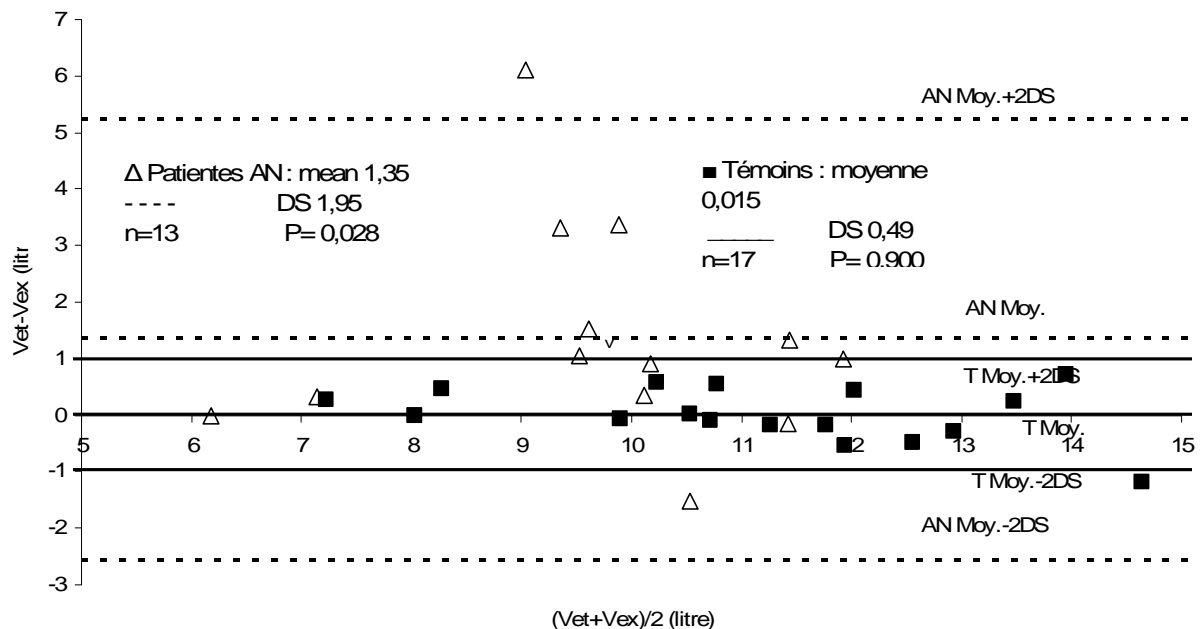


Figure 4.5 : graphique de Bland-Altman montrant les différences entre ECW mesurés par le prototype (V_{e_t}) et le XITRON (V_{e_x}) chez nos patientes et nos témoins. P t-test : tests de Student appariés.

Ceci pourrait aussi expliquer la surestimation semblable, mais inférieure en pourcentage des volumes d'eau totale mesurés par le PPI. On peut noter que TBW, ICW et ECW sont significativement différents entre les patientes et les témoins lorsqu'ils sont mesurés avec le XITRON, mais ne le sont pas lorsqu'ils sont mesurés par le prototype.

4.2.1.2. Comparaison des MNGs et MGs mesurées par DEXA et différentes méthodes d'impédancemétrie chez nos patientes et nos témoins.

Le tableau 4.6 énumère les valeurs moyennes (Moy.) et les écarts-types (DS) de MNGs et de MGs mesurées par le PPI (MNG_t, MG_t) et par le XITRON utilisant notre nouvelle méthode (MNG_n, MG_n) chez nos patientes et nos témoins. Il donne également les données correspondantes mesurées par DEXA, notre référence, chez nos patientes (MNG_d, MG_d).

		Patientes AN n _e =13		Témoins n _e =17		P t-test AN/T
		Moy.±DS	P t-test	Moy.±DS	P t-test	
MNG (kg)	Prototype MNG _t	30,3±4,4	4,6.10 ⁻⁵	37,3±8,7	référence	0,009
	Nouvelle méthode MNG _n	31,5±5,3	0,011	36,9±7,7	0,641	0,030
	DEXA MNG _d	33,1±4,7	Référence	na		na
MG (kg)	Prototype MG _t	6,4±1,5	4,5.10 ⁻⁵	13,6±5,3	référence	3,4.10 ⁻⁵
	Nouvelle méthode MG _n	5,2±2,5	0,011	14,0±6,4	0,641	3,3.10 ⁻⁵
	DEXA MG _d	3,6±1,5	Référence	na		na

Tableau 4.6 : comparaison des MNGs et des MGs mesurées par le DEXA (d) chez nos adolescentes anorexiques et par le XITRON utilisant notre nouvelle méthode (n) et par le prototype (t) chez notre population malade et saine.
P t-test : tests de Student appariés ; P t-test AN/T : tests de Student non appariés

On peut voir que, chez nos patientes, le prototype et le XITRON sous-estiment la MNG de manière significative en comparaison avec le DEXA. Les tests de Student appariés sont respectivement P=4,6.10⁻⁵ et P=0,001. Chez les sujets témoins, les MNGs et MGs mesurées par le PPI ne sont pas significativement différentes de celles obtenues avec le XITRON utilisant notre nouvelle méthode (P=0,641). La comparaison entre nos patientes et nos témoins montre que, bien que leur MNGs soient significativement différentes (P=0,03), elles le sont moins que leurs poids (P=5,10⁻⁴) et que leur MG (P=3,4.10⁻⁵).

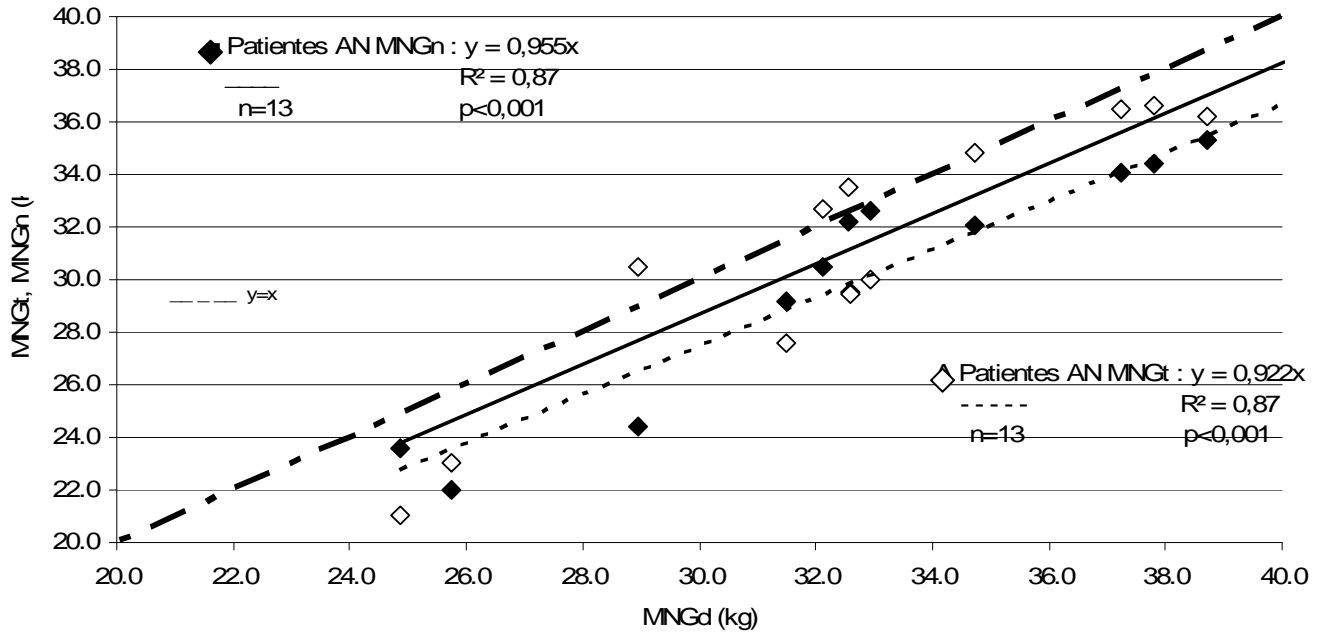


Figure 4.6 : comparaison des MNGs mesurées par le XITRON utilisant notre nouvelle méthode (MNG_n) et par le prototype (MNG_t) avec celles mesurées par le DEXA chez nos patients.

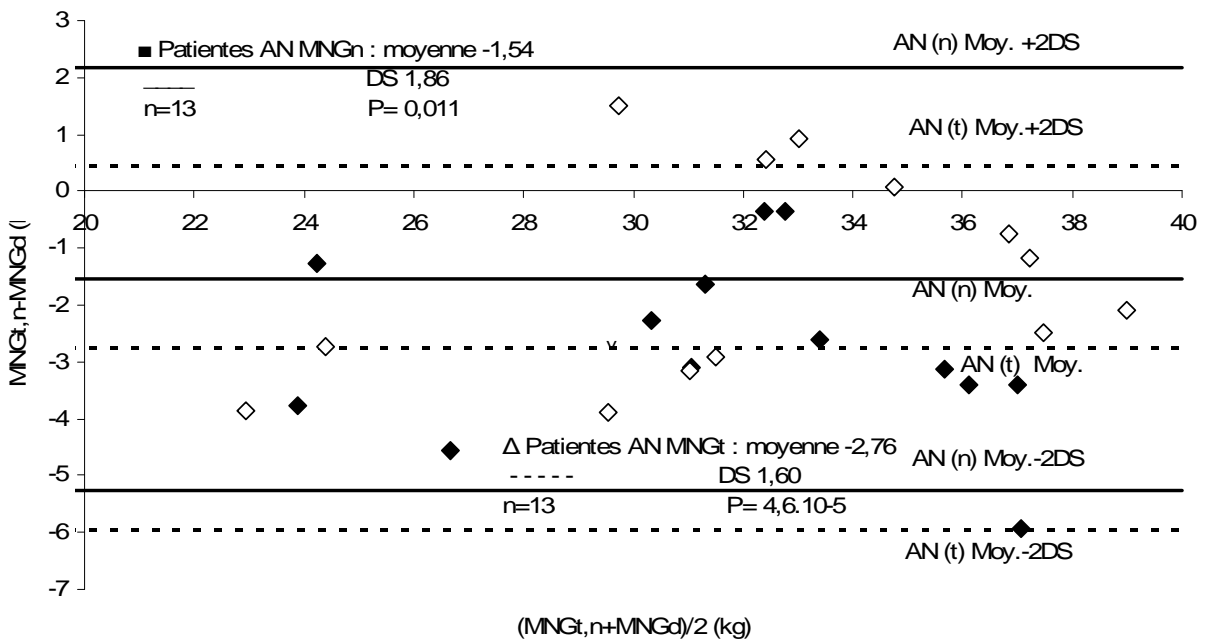


Figure 4.7 : graphique de Bland-Altman des différences entre les MNGs mesurées par le prototype (t) et par le XITRON utilisant notre nouvelle méthode (n) avec celles mesurées par DEXA (d) chez nos patients.
P t-test : tests de Student appariés

La figure 4.6 décrit la comparaison entre les MNGs mesurées par le prototype et par le XITRON utilisant notre nouvelle méthode avec celles mesurées par DEXA. Le PPI sous-estime d'en moyenne 7.8% la MNG_t par rapport au DEXA et d'environ 4.5% par rapport au XITRON et ceci avec de bons coefficients de corrélation. Le graphique de Bland-Altman correspondant est donné figure 4.7. Les moyennes et les écarts-types des différences sont respectivement de $1,86 \pm 1,54$ kg entre le XITRON et le DEXA et de $-2,76 \pm 1,60$ kg entre le PPI et le DEXA. Chez nos témoins, la figure 4.7 montre que la

MNG mesurée par le XITRON utilisant notre nouvelle méthode est plus faible de 1.9% en moyenne que celle mesurée par le PPI avec un bon coefficient de corrélation ($R^2=0,82$).

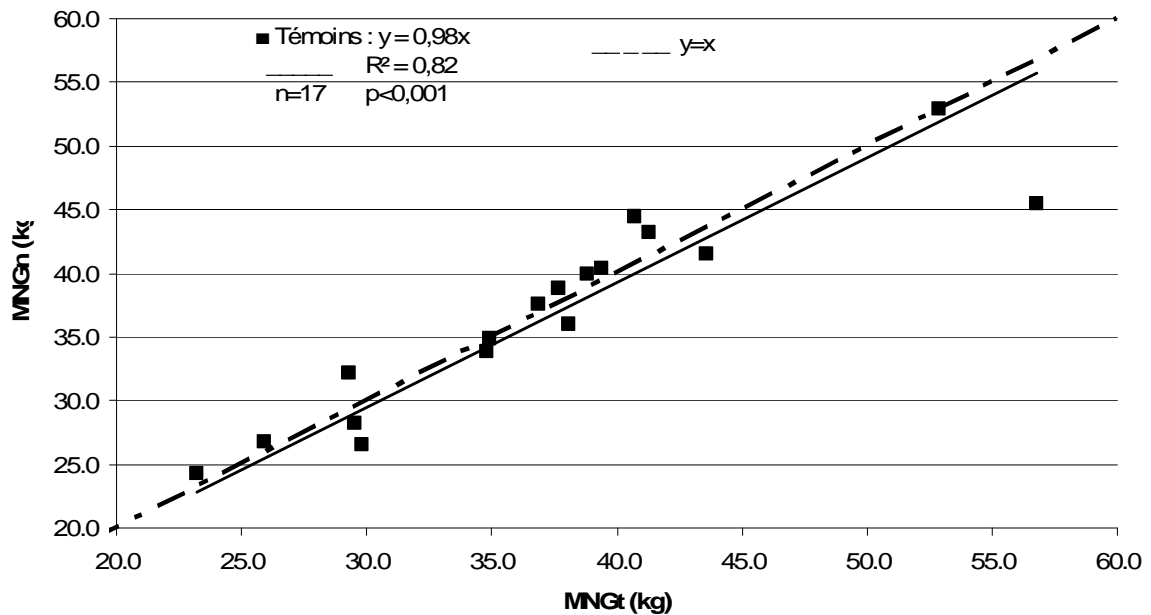


Figure 4.8 : comparaison de la MNG mesurée par le XITRON à partir de V_{t_n} utilisant l'équation 2.3 avec la MNG mesurée par le prototype chez nos témoins.

4.2.1.3. Comparaison de l'état hydrique chez nos adolescentes AN et nos témoins

Les taux d'hydratation calculés par TBW/MNG ainsi que les rapports ECW/TBW et ECW/ICW obtenus à partir de nos données d'impédance sont donnés dans le tableau 4.7. On observe que les taux d'hydratation calculés à partir du PPI et du XITRON (V_{t_n}/MNG_t) ne sont pas significativement différents entre les deux populations ($P=0,170$). Cependant, on peut voir que les patientes semblent plus hydratées que les contrôles et ceci est même significativement différent ($P=0,012$) pour les taux d'hydratation exclusivement calculés à partir du PPI (V_{t_i}/MNG_i). Cependant, il faut noter que lorsque le taux d'hydratation est calculé à partir des données du XITRON et du DEXA, l'hydratation moyenne des patientes est en dessous de 70% comme la MNG_d est 7.8% plus grande que la MNG_t .

Nous n'observons pas de différence significative pour les rapports ECW/TBW et ce pour le XITRON ($P=0,420$) comme pour le prototype ($P=0,077$). En revanche, les rapports pour les patientes sont supérieurs à ceux des témoins. Nous notons les mêmes conclusions pour les rapports ECW/ICW . Ces rapports, bien qu'intéressants, sont biaisés. En effet, ils pâtissent des erreurs obtenues sur les calculs des volumes. Il semble plus fiable d'utiliser des données brutes comme vu au chapitre 3. Pour nos patientes anorexiques, I_r est égal à $1,41 \pm 0,06$ contre $1,46 \pm 0,06$ pour nos adolescentes témoins. La différence entre les populations est significative avec $p < 0,001$. Les écarts-types étant très faibles, cela montre que cet indice est intéressant et fin. Ce rapport montre de façon significative ce que les autres rapports de volumes indiquaient de façon non significative. L'indice I_r des patientes étant inférieur à celui des témoins, cela prouve qu'elles ont une surcharge extracellulaire.

	Patientes AN n _e =13		Témoins n _e =17		P t-test AN/T
	Moy.±DS	P t-test	Moy.±DS	P t-test	
V _{t_n} /MNG _d	69,6±4,7	référence	na		na
Th V _{t_n} /MNG _t	76,1±6,7	9,2.10 ⁻⁵	72,9±5,4	référence	0,170
Th V _{t_t} /MNG _t	77,5±6,9	1,1.10 ⁻⁴	71,0±5,9	0,047	0,012
Ve _x /V _{t_n}	0,397±0,077	référence	0,416±0,019	référence	0,420
Ve _t /V _{t_t}	0,442±0,021	0,042	0,429±0,017	0,030	0,077
Ve _t /V _{i_t}	0,794±0,067	0,049	0,753±0,053	0,010	0,080
Ve _x /V _{i_n}	0,682±0,198	référence	0,713±0,061	référence	0,590

Tableau 4.7 : comparaison des taux d'hydratation relatifs à la MNG et des indices de répartition des fluides chez nos patientes et nos témoins.

P t-test : tests de Student appariés ; P t-test AN/T : tests de Student non appariés

Si l'on s'intéresse au niveau d'hydratation du corps entier, calculé par TBW/W, on observe des différences significatives entre les taux d'hydratation du groupe de patients et celui des témoins avec P=7,2.10⁻⁵ pour les mesures effectuées avec le XITRON et 3,3.10⁻⁴ pour celles effectuées avec le PPI. Que ce soit pour les témoins où les patients, il n'y a pas de différence significative entre les taux d'hydratation obtenus avec le prototype et ceux obtenus avec le XITRON avec P=0,06 pour les deux populations. Ces taux relatifs au poids confirment la surcharge hydrique des patientes par rapport aux témoins et ce de façon significative. Le tableau 4.8 récapitule ces données.

	Patientes AN n _e =13		Témoins n _e =17		P t-test AN/T
	Moy.±DS	P t-test	Moy.±DS	P t-test	
V _{t_n} /W (%)	62,7±5,3	référence	53,8±4,9	référence	7,2.10 ⁻⁵
V _{t_t} /W (%)	64,0±7,2	0,062	52,5±6,0	0,060	3,3.10 ⁻⁴

Tableau 4.8 : comparaison des taux d'hydratation relatifs au poids chez nos patientes et nos témoins.

P t-test : tests de Student appariés ; P t-test AN/T : tests de Student non appariés

Ces œdèmes ne sont pas surprenants. En effet, l'état de dénutrition chronique entraîne une hypo albuminémie (soit un manque d'une des protéines plasmatiques, l'albumine), responsable d'une rétention d'eau entraînant des œdèmes, détectés ici comme une surhydratation par nos taux d'hydratation, ou comme une surcharge hydrique par nos autres indices. Comme le PPI augmente l'importance des jambes (le courant ne passant que dans les jambes et le bas du tronc), on peut penser que ces œdèmes sont plus souvent situés dans les jambes. En effet, les rapports ECW/ICW, ECW/TBW, TBW/MNG et TBW/W mesurés par le prototype indiquent plus nettement une rétention d'eau que les mêmes rapports mesurés par le XITRON.

4.2.1.4. Estimation du Contenu Minéral Osseux (CMO) chez nos adolescentes anorexiques

Pour prédire la masse cellulaire, définie par Kyle et col. [24] par BCM=MNG-CMO-ECM, il nous faut donc connaître la MNG que nous avons par le PPI ou par le DEXA, la masse extracellulaire ECM que nous considérerons ici comme le produit du volume extracellulaire ECW et de sa densité équivalente à 1,106kg/l, et enfin du contenu minéral osseux CMO. Nous avons donc cherché à établir la meilleure méthode pour estimer le contenu minéral osseux de nos patientes.

Le tableau 4.9 présente les résultats des contenus minéraux osseux obtenus par différentes méthodes. Mise à part le CMO_d obtenu par le DEXA qui provient d'une mesure directe et qui est notre

référence, les autres CMOs sont des pourcentages de la MNG. Le CMO_s (Eqs. 3.2) est issu d'une précédente étude effectuée sur une base d'adultes sains. Nous avons obtenu CMO_s égal à 5.2% de la MNG pour les femmes et 4.8% pour les hommes.

Le CMO_{an} est issu de la comparaison entre la MNG_d et le CMO_d obtenus sur nos patientes. Nous avons calculé pour chaque patiente qu'elle était la part de CMO_d par rapport à leur MNG_d . Nous avons ensuite moyenné ces rapports et obtenu qu'en moyenne le CMO des patientes correspondait à $5,8\pm 0,1\%$ de leur MNG. Nous avons donc déduit le CMO_{anor} par

$$CMO_{anor} = 0.058 \times MNG_d \quad (4.1)$$

CMO_x (Eq. 2.26) est issu des équations du manuel du XITRON.

	Moy.±DS	P t-test
CMO_s (kg)	1,658±0,327	0,025
CMO_{anor} (kg)	1,856±0,366	0,656
CMO_x (kg)	2,169±0,428	0,004
CMO_d (kg)	1,896±0,623	référence

Tableau 4.9 : comparaison des moyennes et écarts-types des contenus minéraux osseux des patients obtenus par plusieurs méthodes.

P t-test : tests de Student appariés.

On observe une différence significative entre les valeurs de CMO_s , CMO_x et CMO_d notre référence. En revanche, CMO_{anor} n'est pas significativement différent du CMO_d avec $P=0,656$. Ceci est logique puisque le coefficient permettant le calcul de CMO_{anor} est établi à partir des données DEXA. En ce qui concerne le CMO_x , d'après le manuel du XITRON, on peut penser qu'il englobe non seulement le contenu minéral osseux, mais aussi la moelle osseuse de l'os et est donc logiquement supérieur au CMO_{anor} . Enfin, les valeurs de CMO_s sont significativement inférieures à celles de CMO_d , non pas que les sujets sains adultes qui avaient permis de développer ces coefficients aient moins de CMO que nos patientes, mais que nos patientes ont moins de MNG que les sujets sains adultes, ce qui a induit ce biais.

4.2.1.5. Comparaison des masses cellulaires BCMs calculées par différentes méthodes d'impédance

Le tableau 4.10 indique les moyennes (Moy.) et les écarts-types (DS) ainsi que les tests de Student des différentes BCMs obtenues à partir du prototype (BCM_i , Eq. 2.23), à partir du XITRON et de notre nouvelle méthode (BCM_n , Eq. 2.25) ainsi que BCM_k (méthode de Kotler et Moore, Eqs. 2.19), BCM_w (méthode de Wang, Eq. 2.21) et BCM_l (méthode de Leweling, Eq. 2.21).

En fonction de la littérature, les méthodes de Kotler et de Leweling sont considérées toutes deux comme des références. Il existe une différence significative entre ces deux méthodes chez nos témoins avec $P=4,2.10^{-6}$. Mais cette différence n'est pas significative chez nos patientes avec $P=0,300$.

Quelque soit la méthode employée, elles sont toutes significativement différentes de nos deux méthodes de référence.

	Patientes AN n _c =13		Témoins n _c =17		P t-test AN/T
	Moy.±DS	P t-test	Moy.±DS	P t-test	
BCM _t	18,0±2,7	6,1.10⁻⁵ 4,8.10 ⁻⁴	24,1±6,5	6,3.10⁻⁸ 3,6.10 ⁻⁷	0,002
BCM _n	20,7±4,6	1,3.10⁻⁴ 1,5.10 ⁻⁴	23,6±5,2	9,6.10⁻⁷ 3,0.10 ⁻¹⁰	0,120
BCM_i	14,8±2,5	référence	20,1±5,3	référence	0,001
BCM _w	16,8±2,9	1,9.10⁻⁴ 8,9.10 ⁻¹¹	18,8±4,2	0,001 3,3.10 ⁻¹²	0,282
BCM _k	15,2±2,6	référence	16,5±3,7	référence	0,280
BCM _t / W	0,49±0,03	4,1.10⁻⁵ 6,4.10 ⁻⁴	0,47±0,03	4,4.10⁻¹⁰ 4,9.10 ⁻¹⁰	0,210
BCM _n / W	0,56±0,08	4,4.10⁻⁵ 4,0.10 ⁻⁵	0,47±0,04	1,4.10⁻⁶ 2,2.10 ⁻¹¹	0,001
BCM_i / W	0,41±0,05	référence	0,40±0,03	référence	0,593
BCM _w / W	0,46±0,06	2,6.10⁻⁴ 2,3.10 ⁻¹²	0,36±0,05	1,8.10⁻⁵ 9,7.10 ⁻¹⁶	8,5.10 ⁻⁵
BCM _k / W	0,41±0,05	référence	0,33±0,11	référence	8,5.10 ⁻⁵
BCM _t / H ²	7,08±0,79	4,8.10⁻⁵ 8,0.10 ⁻⁴	9,77±1,49	8,7.10⁻⁹ 3,2.10 ⁻⁸	1,0.10 ⁻⁶
BCM _n / H ²	8,11±1,53	1,1.10⁻⁴ 9,9.10 ⁻⁵	9,60±1,09	8,5.10⁻⁷ 6,4.10 ⁻¹¹	0,007
BCM_i / H²	5,84±0,78	référence	8,14±0,07	référence	2,3.10 ⁻⁷
BCM _w / H ²	6,58±0,72	2,5.10⁻⁴ 3,7.10 ⁻¹³	7,39±0,59	4,8.10⁻⁴ 3,6.10 ⁻¹⁹	0,003
BCM _k / H ²	5,96±0,65	référence	6,69±0,54	référence	0,003

Tableau 4.10 : BCMs en kg calculées par différentes méthodes d'impédance chez nos patientes et nos témoins. Ce tableau présente aussi les mêmes BCMs normalisées en fonction du poids W et de la taille au carré H² (en kg. M⁻²). Les premières lignes de P t-test sont relatives à BCM_i tandis que les deuxièmes lignes sont relatives à BCM_k.
P t-test : tests de Student appariés ; P t-test AN/T : tests de Student non appariés

Afin de comparer les valeurs moyennes de BCMs chez nos patientes et nos témoins qui ont des morphologies différentes, nous avons normalisé les BCMs par rapport au poids puis par rapport à la taille au carré. La normalisation par rapport à la taille nous permet de nous affranchir en partie des différences de croissance entre nos sujets. La pertinence de ce rapport a déjà été validée par Wells et col. [74]. Ces données se trouvent aussi dans le tableau 4.10. Là encore, quelque soit la normalisation, par rapport au poids ou à la taille au carré, il n'y a pas de différence significative entre nos deux méthodes de référence pour les patientes avec respectivement P=0,366 et P=0,417. En revanche, les différences sont significatives pour nos témoins avec respectivement P=1,2.10⁻⁸ et P=4,4.10⁻⁷.

Quelque soit le type de normalisation choisi, toutes les méthodes donnent des valeurs significativement différentes de celles des deux références aussi bien pour les témoins que pour les patientes. Lorsque l'on normalise les BCMs par rapport à la taille, ce qui est généralement choisi dans la littérature, toutes les méthodes indiquent une différence significative entre les patients et les témoins.

4.2.1.6 Conclusion

On a donc observé que l'impédancemétrie pouvait permettre de mesurer la MNG et la MG pour nos deux types de populations et ce de manière plus rapide et plus simple que le DEXA. Bien que les MGs et MNGs données par le PPI soient plus significativement différentes de celles du DEXA que celles du XITRON, le PPI pourrait être plus fiable en développant une équation spécifique pour une population de sujets anorexiques, très minces et ayant souvent des œdèmes dans les jambes.

4.2.2. Application au suivi de la renutrition de certaines de nos adolescentes anorexiques

Voyant l'intérêt de ces techniques non invasives pour l'analyse de la composition du corps, nous avons suivi 5 adolescentes durant leur thérapie de renutrition pour voir si nous pouvions retirer des données pertinentes complémentaires de celle du poids, principale donnée utilisée jusqu'alors.

4.2.2.1. Observation des variations de composition corporelle au cours de la renutrition

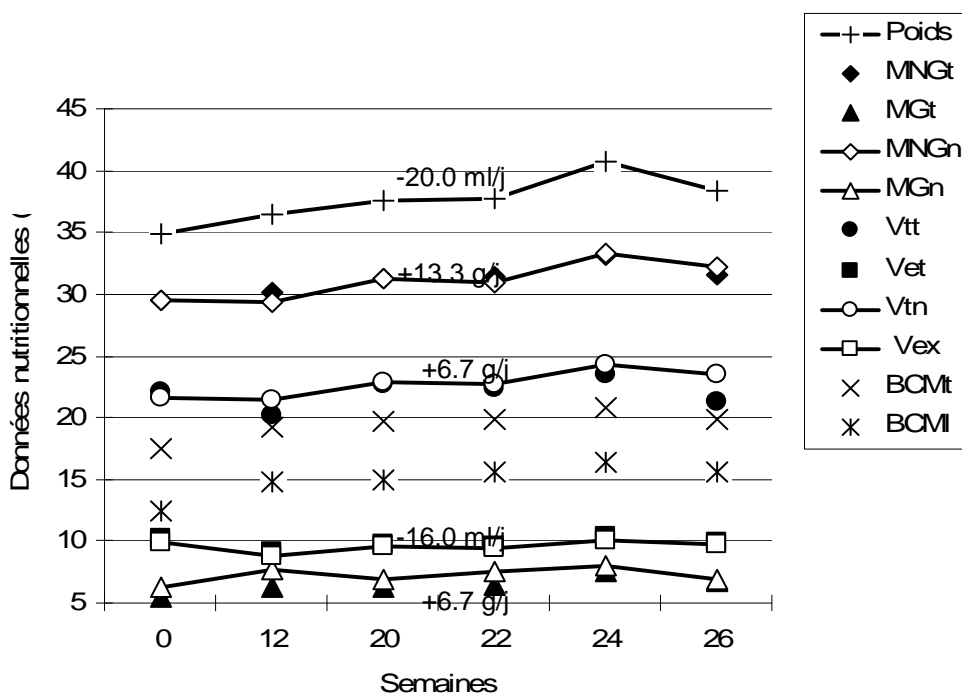


Figure 4.9 : suivi du poids, de la masse non grasse, de la masse grasse, de l'eau totale, de l'eau extracellulaire et des masses cellulaires en utilisant le prototype et le XITRON chez la patiente A durant 26 semaines. Les variations indiquées correspondent aux données suivantes : MNG_t, MG_t, V_{tn} et V_{ex}.

Les variations de poids, MNG_x, MNG_t, MG_x, MG_t, V_{ex}, V_{et}, V_{tn}, V_{ti}, BCM_t et BCM_i chez la patiente A, obtenues à partir du XITRON et du prototype, sont représentées sur la figure 4.9 durant une période de 26 semaines. Tout d'abord, ce graphique permet de comparer les volumes en eau, la MNG et la MG obtenues par le XITRON et le PPI. Les valeurs et les variations de V_{ex} et V_{et} sont très proches. Il en est de même pour les valeurs d'eau totale V_{tn} et V_{ti} ainsi que les MNG_t et MNG_x. En ce qui concerne les BCMs, il y a une différence visible au niveau des valeurs, mais les variations sont identiques. Il apparaît donc que le PPI, après avoir été modifié pour donner Re_t et Rinf_t, peut permettre le suivi des volumes en eau en plus de celui de la MNG et de la MG, avec presque la même précision que le XITRON.

On peut voir aussi que le poids et la MNG de cette patiente augmente jusqu'à atteindre un pic à la 24^{ème} semaine. Ses valeurs de MG fluctuent au cours du temps, mais ses valeurs initiales et finales sont proches avec des valeurs finales légèrement supérieures aux valeurs initiales. Nous avons indiqué dans ce graphique les variations de poids, de MNG_t et de MG_t données par le PPI en gramme par jour (g/j) et les variations de Ve_x et Vt_n obtenue grâce au XITRON en millilitre par jour (ml/j) entre les semaines 20 et 22. Pendant que son poids augmente de 13,3g/j, sa MNG et sa MG augmentent de 6,67g/j ce qui représente en pourcentage cinq fois plus que la MNG. Son Vt_n a diminué de 20ml/j et son Ve_x de 16ml/j.

Des résultats similaires chez la patiente C sont décrits figure 4.10.

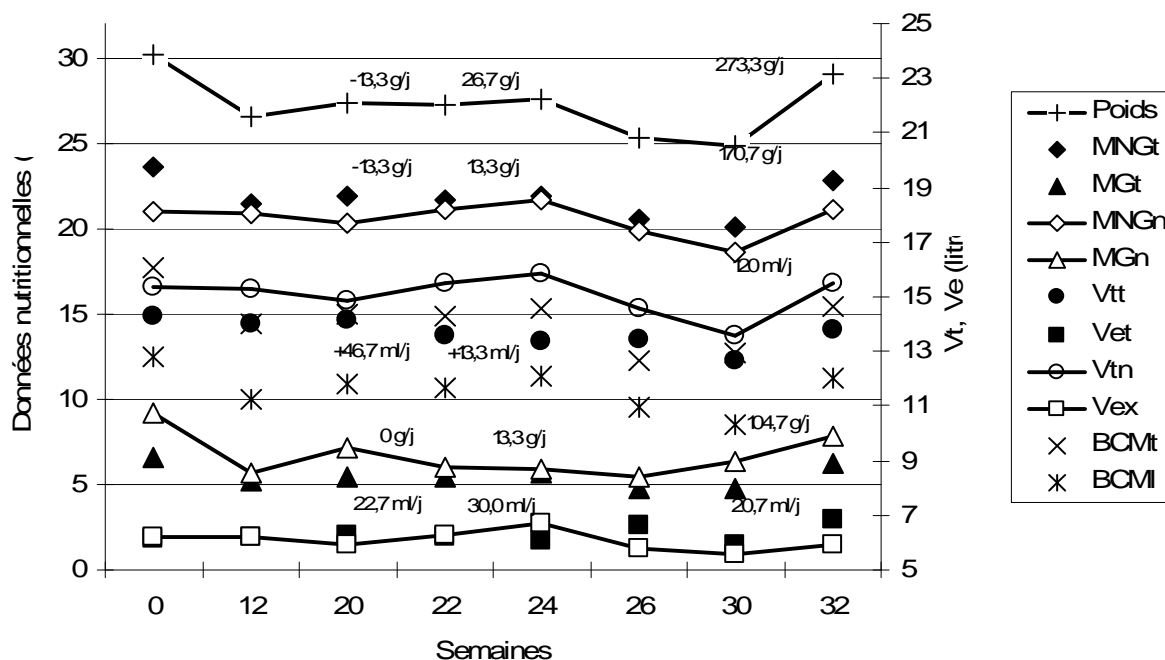


Figure 4.10 : suivi du poids, de la masse non grasse, de la masse grasse, de l'eau totale, de l'eau extracellulaire et des masses cellulaires en utilisant le prototype et le XITRON chez la patiente C durant 32 semaines. Les variations indiquées correspondent aux données suivantes : MNG_t, MG_t, Vt_n et Ve_x.

Il n'y a pas, pour cette patiente, de réelles différences entre les valeurs de MNG_t et de MNG_n et entre celles de Vt_t et de Vt_n. En outre, les variations d'eau totale et de MNG suivent globalement celles du poids. Entre les semaines 20 et 22, cette patiente a perdu 13,3 g/j de poids et de MNG_t tandis que sa MG_t restait stable. Ce qui a mené cette patiente à avoir une surcharge de MG en semaine 22.

Entre les semaines 22 et 24, cette patiente a vu son poids augmenter de 26.7 g/j avec un gain de 13.3 g/j de MNG et de MG ce qui, en pourcentage, induit un gain de la MG 5 fois supérieur à celui de la MNG. De plus, au cours de ces deux semaines, cette patiente a connu une augmentation de 30ml/j d'eau extracellulaire. Ces deux facteurs permettent de supposer que durant ces 2 semaines cette patiente a subi une renutrition inadaptée.

La nutrition entérale de la patiente a été arrêtée après 24 semaines. On observe qu'elle a alors commencé à perdre du poids par une perte de MG et de MNG. Cette diminution de masse corporelle a continué jusqu'à la semaine 30 où elle a été à nouveau nourrie par sonde gastrique. Dès la semaine 32, elle avait presque repris le poids, la MG et la MNG qu'elle avait lors de son hospitalisation.

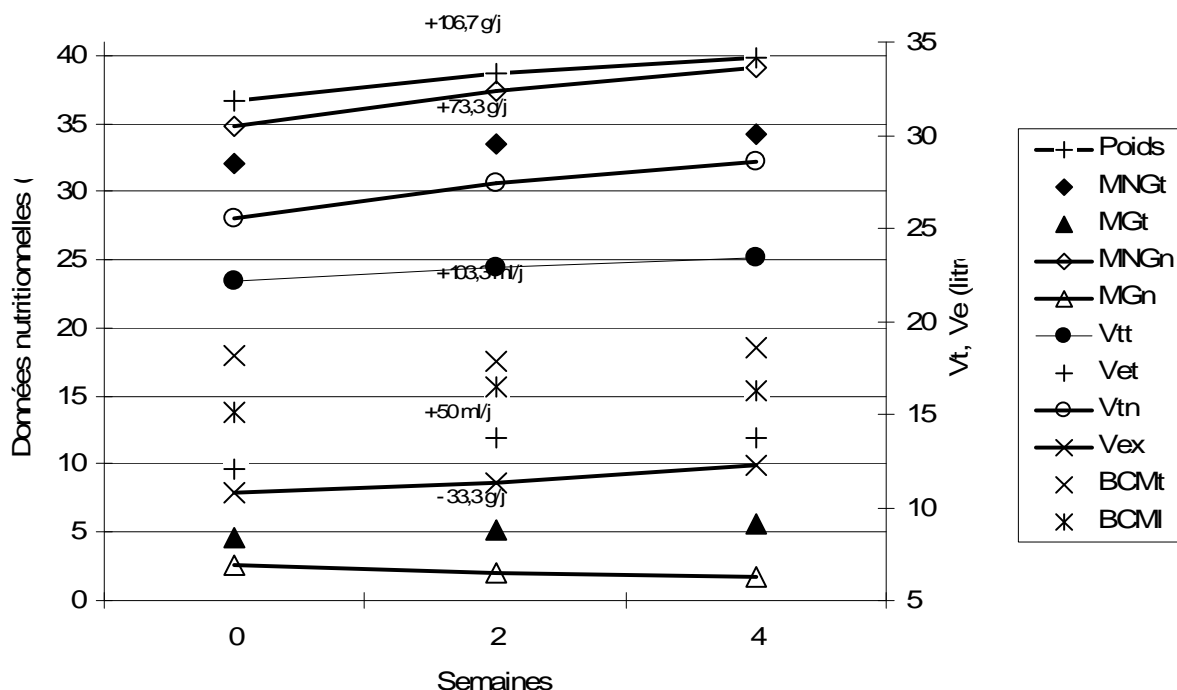


Figure 4.11 : suivi du poids, de la masse non grasse, de la masse grasse, de l'eau totale, de l'eau extracellulaire et des masses cellulaires en utilisant le prototype et le XITRON chez la patiente E durant 4 semaines. Les variations indiquées par des flèches correspondent aux données suivantes : MNG_t, MG_t, V_{tt} et V_{ex}.

Un troisième cas est présenté figure 4.11. Cette patiente est sortie de l'hôpital seulement 4 semaines après son entrée. Elle a gagné 73,3g/j de MNG_t et 33,3g/j de MG_t, soit 2 fois plus en pourcentage pour un gain de poids de 106,6g/j.

On a vu pour la patiente A, qu'une prise de poids mineure entre la semaine 20 et 22 cachait une augmentation de la MNG plus faible en pourcentage que celle de la MG. Cette patiente dénutriée était en nutrition entérale continue avec un mélange polymérique. On peut mettre en question les apports caloriques lors de cette période et se demander s'ils n'étaient pas excessifs ou s'ils n'ont pas été augmentés trop rapidement. On rappelle que des apports caloriques inadaptés peuvent dépasser les capacités oxydatives maximales et entraîner une lipogenèse excessive (processus de fabrication et de stockage de la graisse sous forme triglycérides dans les cellules graisseuses appelées adipocytes) entraînant paradoxalement une prise de poids sous forme de MG, pour un poids total stagnant voire en diminution.

Une prise de poids excessive, *a fortiori* si elle s'accompagne d'œdème ou d'une lipogenèse excessive, doit entraîner la réduction momentanée et simultanée des apports hydrosodés (comme les solutions de chlorure de sodium) mais également des apports caloriques (principalement glucidiques). Les augmentations du poids sans augmentation de la MG avec un volume extracellulaire en hausse sont expliquées en partie par des épisodes de rétention d'eau aiguë (comme on le voit sur l'exemple de la patiente E avec une augmentation du volume d'eau extracellulaire de 50ml/j). Elle est favorisée par l'hypoalbuminémie constante chez les patientes dénutriées (comme la patiente C entre les semaines 12 et 14). Cette rétention hydrosodée fait partie du syndrome de renutrition inadaptée qui peut parfois avoir des conséquences mortelles.

Ces trois exemples montrent que le suivi du poids n'est pas une information suffisante, un changement de poids peut ne pas être réparti entre la MNG et la MG. Une augmentation de la MG peut masquer une diminution de la MNG, le poids restant constant. De même, elle pourra masquer une diminution des volumes hydriques ou au contraire une diminution de la MG masquera des phases de rétention d'eau.

4.2.2.2. Paramètres de suivi de la renutrition et de la détection de la dénutrition

Malgré la pertinence des informations précédentes, nous avons souhaité affiner notre travail en tentant de valider des paramètres existants et en n'en développant d'autres pour le suivi et la détection de la dénutrition et de la thérapie associée.

Barbosa et col. [60] ont proposé la phase, la masse cellulaire de Leweling normalisée par rapport au poids BCM_I/W et le rapport de la masse extracellulaire sur la masse cellulaire de Leweling ECM/BCM_I comme paramètres de détection de la dénutrition. Comme nous avons pu le voir précédemment, bien qu'une normalisation par le poids puisse être aussi justifiée, nous avons préféré normaliser la BCM_I par rapport à la taille au carré H² pour réduire au minimum les différences de croissance de nos adolescentes comme Wells et col. [79].

Le tableau 4.11 donne les moyennes (Moy.), les écarts-types (DS) et les tests de Student de ces trois paramètres de détection de la dénutrition.

	Patientes AN n _q =13	Témoins n _q =17	
	Moy.±DS	Moy.±DS	P t-test AN/T
BCM _I /H ² (kg.m ⁻²)	5,84±0,78	8,14±1,07	2,25.10 ⁻⁷
Phase (°)	5,5±1,0	6,4±0,6	0,013
ECM/BCM _I	1,06±0,21	0,87±0,09	0,008

Tableau 4.11 : moyennes et écarts-types des paramètres de détection de la dénutrition : BCM_I (Leweling), BCM_I/H² (BCM_I normalisée par rapport à la taille au carré), la phase en degré mesurée par le XITRON à 50kHz.
P t-test : tests de Student non appariés

On observe que tous ces paramètres sont significativement différents entre notre population de patientes et nos témoins. Ces données sont corrélées avec l'état de dénutrition sévère de nos patientes. De plus, la phase de nos adolescentes anorexiques est de l'ordre de celle admise comme pathologique dans la littérature.

La figure 4.12 montre l'évolution de ces 3 paramètres pendant la renutrition de nos patientes. Nous notons 1, les données obtenues au début de la thérapie, 2, celles obtenues au milieu de la renutrition et 3 celles mesurées à la fin de l'étude. Nous observons que les moyennes des 3 paramètres mesurés chez nos adolescentes anorexiques tendent à atteindre les valeurs de celles mesurées chez nos témoins. A la fin de l'étude, toutes nos patientes n'avaient pas encore fini leur thérapie ce qui peut expliquer la différence restante entre les moyennes obtenues par les deux populations.

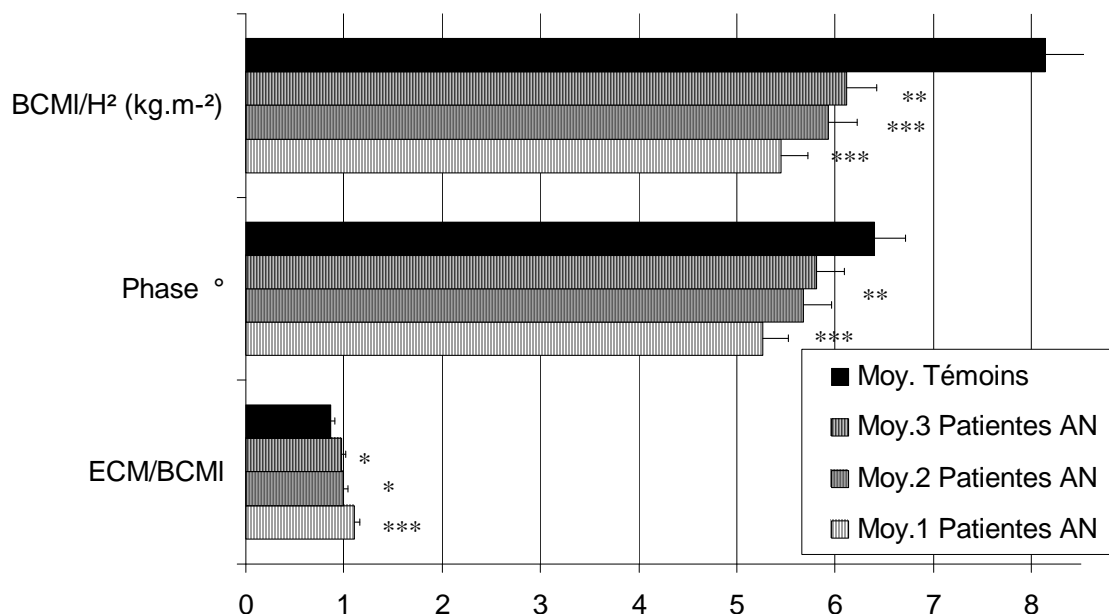


Figure 4.12 : suivi des trois indices de dénutrition au cours de la renutrition. 1 : début de la thérapie de renutrition ; 2 : milieu de la thérapie ; 3 : fin de l'étude.

P t-test : tests de Student non appariés ayant comme référence les valeurs de nos témoins.

*** si $P < 0,001$; ** si $P < 0,01$; * si $P < 0,05$

	Patientes AN $n_g=5$			Témoins $n_g=17$
	Moy.1 \pm DS1	Moy.2 \pm DS2	Moy.3 \pm DS3	Moy. \pm DS
ECM/BCMI _i	1,1 \pm 0,2***	0,99 \pm 0,11*	0,97 \pm 0,11*	0,87 \pm 0,09
Phase °	5,3 \pm 0,9**	5,7 \pm 0,5*	5,8 \pm 0,6	6,4 \pm 0,6
BCMI/H ² (kg.m ⁻²)	5,5 \pm 0,6***	5,9 \pm 0,5***	6,1 \pm 0,6**	8,1 \pm 1,1
BMI (kg.m ⁻²)	13,7 \pm 0,9***	14,4 \pm 1,2***	14,7 \pm 1,3**	20,7 \pm 3,2
Tx hydratation Vt _n /MNG _t (%)	72,7 \pm 5,7	74,4 \pm 4,5	74,8 \pm 5,6	72,9 \pm 5,4
Tx hydratation Vt _n /W (%)	60,6 \pm 6,7*	61,3 \pm 5,4***	61,2 \pm 6,8*	53,8 \pm 4,9
Ve _x /Vt _n	42,6 \pm 1,5	41,5 \pm 0,9	41,4 \pm 1,1	42,0 \pm 2,0
Ve _x /Vi _n	74,6 \pm 5,8	70,8 \pm 2,5	69,9 \pm 4,3	71,0 \pm 6,0
Ir	1,40 \pm 0,08	1,46 \pm 0,05	1,46 \pm 0,06	1,46 \pm 0,06
Poids (kg)	32,7 \pm 4,0**	34,6 \pm 4,5*	35,5 \pm 4,2*	50,9 \pm 13,1
MNG _t (kg)	27,3 \pm 4,3*	28,6 \pm 4,5*	29,1 \pm 4,3	37,3 \pm 8,7
MG _t (kg)	5,4 \pm 0,8**	6,0 \pm 0,9**	6,4 \pm 1,1**	13,6 \pm 5,3
% MG _t	16,8 \pm 3,5**	17,6 \pm 3,2**	18,2 \pm 3,6**	26,1 \pm 5,0
Vt _n (litre)	19,9 \pm 4,0*	21,3 \pm 4,3	21,9 \pm 4,8	27,0 \pm 5,7
Ve _x (litre)	8,5 \pm 1,8*	8,9 \pm 1,8	9,1 \pm 2,2	11,1 \pm 2,2
Vi _n (litre)	11,4 \pm 2,2*	12,5 \pm 2,5	12,8 \pm 2,5	15,8 \pm 3,5
BCM _i Leweling (kg)	12,9 \pm 1,4**	14,3 \pm 1,7*	14,7 \pm 1,6*	20,1 \pm 5,3
Masse Musculaire Wang (kg)	11,7 \pm 2,6	12,6 \pm 2,8	13,0 \pm 3,0	15,5 \pm 4,2
Protéines totales du corps TBPro (kg)	4,63 \pm 0,79*	4,90 \pm 0,86*	5,02 \pm 0,91	6,4 \pm 1,4

Tableau 4.12 : liste de nos paramètres pour le suivi de la renutrition chez nos patientes et nos témoins. 1 : début de la thérapie ; 2 : milieu de la renutrition et 3 : fin de l'étude.

Le tableau 4.12 énumère les paramètres obtenus par impédancemétrie qui nous semblent pertinents pour aider au suivi de la thérapie. Ces mêmes paramètres peuvent aider à affiner un diagnostic. Les trois premières colonnes décrivent l'évolution des paramètres durant la renutrition. La dernière colonne indique les valeurs cibles à atteindre qui sont les valeurs de nos témoins. La significativité des différences entre les moyennes des patientes et celles des témoins est indiquée par *** si $P < 0,001$; ** si $P < 0,01$ et * si $P < 0,05$.

La moyenne de la majorité des paramètres des patientes tend vers les moyennes des paramètres des témoins. Pour certains paramètres tels que la BCM_i , la phase ou la quantité de protéines totales du corps TBPro (Eq. 2.30), le degré de significativité diminue clairement avec la renutrition pour même atteindre un test non significatif en fin d'étude. Par exemple, les tests de Student pour la phase sont respectivement de $P_1 = 0,003$, puis $P_2 = 0,023$ pour finir par $P_3 = 0,060$. De même pour BCM_i , pour qui on note en début d'étude $P = 0,008$, puis $P = 0,027$ et enfin $P = 0,040$. Enfin, la moyenne de TBPro des patientes est significativement différente de celle des témoins en début de thérapie avec $P = 0,015$, puis au milieu de la renutrition avec $P = 0,035$, pour finir par être non significative avec $P = 0,050$ en fin d'étude. Les indices de répartition des fluides, ou les taux d'hydratation, permettent de suivre la stabilité moyenne des fluides durant la renutrition et vérifie que la surcharge hydrique moyenne observée au début de la thérapie se résorbe dès la moitié de la renutrition, passant d'un I_r de 1,40 à 1,46.

Mika et col. [80] ont observé une diminution régulière d' ECM/BCM_i de 1,26 à 1,13 et une augmentation régulière de la phase de 4,6 à 5,2° durant les 15 semaines de renutrition de leurs patientes. En ce qui nous concerne, nous observons une diminution d' ECM/BCM_i de 1,10 à 0,97 et une augmentation régulière de la phase de 5,3 à 5,8°. Kyle et col. [11] ont prouvé que la phase d'une population d'adolescentes saines est d'environ 6,6° ce qui est le cas de notre population témoin avec une phase moyenne de $6,4 \pm 0,6^\circ$.

	Témoins n _c =17	Patiente AN A					
	Moy.±DS	Semaine 0	Semaine 12	Semaine 20	Semaine 22	Semaine 24	Semaine 26
ECM/BCM _i	0,866±0,088	1,372	1,045	1,094	1,021	1,014	1,016
Phase (°)	6,4±0,6	4,3	5,4	5,2	5,5	5,5	5,5
BCM _i /H ² (kg.m ⁻²)	8,14±1,07	4,80	5,70	5,70	5,92	6,26	5,95
Protéines totales du corps TBPro (kg)	6,4±1,4	4,8	5,1	5,3	5,3	5,5	5,4
IMC (kg.m ⁻²)	20,7±3,2	13,5	14,1	14,3	14,4	15,5	14,6
Tx hydratation V _{t_n} /MNG _t (%)	72,9±5,4	73,0	71,2	73,2	72,1	73,5	74,6
Tx hydratation V _{t_n} /W (%)	53,8±4,9	61,7	58,9	60,9	59,9	59,8	61,4
Ir	1,46±0,06	1,33	1,45	1,42	1,45	1,47	1,42
Ve _x /V _{t_n}	0,416±0,019	0,441	0,415	0,421	0,416	0,411	0,420
Ve _x /V _{i_n}	0,713±0,061	0,826	0,704	0,728	0,712	0,698	0,720
Poids W (kg)	50,9±13,1	34,9	36,5	37,6	37,8	40,7	38,3
MNG _t (kg)	37,3±8,7	29,5	30,2	31,3	31,4	33,1	31,5
MG _t (kg)	13,6±5,3	5,4	6,3	6,3	6,4	7,6	6,8
% MG _t	26,1±5,0	15,5	17,3	16,8	16,9	18,7	17,8
V _{t_n} (litre)	27,0±5,7	21,5	21,5	22,9	22,6	24,3	23,5
Ve _x (litre)	11,1±2,2	9,5	8,9	9,7	9,4	10,0	9,9
V _{i_n} (litre)	15,8±3,5	12,0	12,6	13,3	13,2	14,3	13,6
BCM _i Leweling (kg)	20,1±5,3	12,4	14,8	14,9	15,5	16,4	15,6
Masse Musculaire Wang (kg)	15,5±4,2	12,2	13,0	13,6	13,8	14,3	14,2

Tableau 4.13 : tableau de suivi des paramètres choisis pour la patiente A durant sa renutrition. La colonne « témoins » indique les valeurs cibles moyennes à atteindre grâce à la thérapie.

Le tableau 4.13 permet d'avoir un exemple de suivi d'une patiente. On y retrouve les paramètres qui nous semblent être les plus pertinents. L'ensemble de ces paramètres permet de suivre l'effet de la renutrition sur la composition corporelle et ainsi de surveiller la formation d'œdème (reformation d'œdème semaines 20 et 26), une prise trop rapide de masse grasse proportionnellement au reste du corps (semaines 12 et 22), une lenteur dans la reprise de BCM... On retrouve ici la rechute de la semaine 26 après des résultats encourageants lors de la semaine 24 à tous les niveaux.

4.2.3. Conclusion

Notre premier objectif était de valider la fiabilité d'un pèse-personne impédancemètre modifié par rapport à des appareils de référence, tels que le XITRON et le DEXA, pour une population d'adolescentes anorexiques. Notre deuxième objectif était de valider la pertinence du suivi de la renutrition de ces patientes par impédancemétrie. En effet, le poids, comme simple indicateur, peut rester constant tandis qu'une surcharge hydrique peu cacher un manque de masse cellulaire. Enfin, nous souhaitons développer des paramètres pour aider le personnel médical (médecins, diététiciennes, infirmières...) à la détection de la dénutrition et au suivi de l'effet de la thérapie, en apportant un outil quantitatif.

Nos résultats ont montré que le PPI surestimait pour 7 patientes le volume d'eau extracellulaire. Cette erreur peut sans doute être attribuée à la présence d'œdèmes extracellulaires dans les jambes des adolescentes anorexiques dont l'ECW est surestimé par le prototype, ses lignes de courant ne passant que dans le bas du tronc et dans les jambes. Cette hypothèse s'est vérifiée par les bonnes corrélations ($P=0,128$) trouvées entre les résistances extracellulaires Re_t et Re_{xpp} mesurées respectivement par le PPI et le XITRON (en plaçant les électrodes sous les pieds). Une adaptation des équations du prototype pour les volumes en eau est possible pour ce type de population.

Les MNGs, mesurées chez nos patientes par le PPI et le XITRON, étaient respectivement en moyenne inférieures de 7,8% et 4,5% à celles mesurées par le DEXA. Puisque nous avons déjà observé chez des femmes adultes saines [78] une bonne corrélation entre les MNGs mesurées par le PPI et celles mesurées par le DEXA, nous supposons que pour ces patientes très maigres, le DEXA surestime la MNG en reconstruisant un volume en 3D à partir d'une image plane.

Bien qu'il y ait des différences sur les valeurs brutes, les variations de MNG, d'ECW et de TBW mesurées par le PPI et le XITRON étaient très proches. Il pourrait être pertinent de prendre un premier ensemble de mesures lors de l'entrée à l'hôpital de la patiente avec un DEXA pour la MNG et MG, ainsi qu'une mesure par un impédancemètre professionnel pour les indices hydriques et les volumes en eau. Puis, pour faciliter le suivi et observer les variations, utiliser un pèse-personne impédancemètre modifié pour permettre l'obtention des volumes en eau extracellulaire et totale en plus de la MG et de la MNG.

Ces suivis de la composition corporelle de plusieurs patientes ont mis en évidence l'intérêt de l'impédancemétrie, le poids n'étant pas un indicateur suffisant. De plus, par une mesure rapide, indolore et simple, on peut aussi surveiller l'évolution de la répartition des fluides dans le corps et notamment la formation d'œdème tout en connaissant les variations des autres compartiments. Earthman et col. [81] ont prouvé que la qualité de la vie et de l'appétit des patients était améliorée quand leur BCM et plus exactement, le rapport BCM/W augmentait, puisque la BCM est le compartiment métabolique actif du corps.

Enfin, nous avons pu mettre en avant la pertinence de certains paramètres comme la phase, le rapport BCM_i/H^2 , le rapport ECM/BCM_i , TBPro ou encore le rapport Ir pour la détection de la dénutrition ou le suivi de la renutrition. Les taux d'hydratation sont aussi des informations intéressantes, mais pouvant être biaisés par les erreurs commises sur le calcul de la MNG et de l'eau totale.

4.3. EVALUATION DE L'ETAT NUTRITIONNEL DE PERSONNES AGEES AU CENTRE DE GERIATRIE DE L'HOPITAL EMILE ROUX

Cette étude s'inscrit dans le cadre d'un partenariat entre notre équipe « impédancemétrie » et le docteur Bouillanne de l'hôpital Emile Roux à Limeil et Brevannes. Nous avons effectué, Hélène Morel et moi-même, le protocole P0 (voir chapitre 2.2.1.) sur 6 personnes âgées à la différence que nous n'avons pas fait de DEXA sur ces sujets. 3 d'entre eux ont eu en revanche un DEXA et des mesures d'impédancemétrie avec un appareil, l'ANALYCOR[®] dans le cadre de leur suivi à l'hôpital. Nos objectifs étaient les suivants : voir la fiabilité de dispositifs d'impédancemétrie pour ce type de population (XITRON, prototype, ANALYCOR) et analyser l'apport que peut avoir l'impédancemétrie quant au suivi de l'état nutritionnel de ces populations. Ne disposant pas de base de données de sujets sains âgés, nous avons utilisé comme référence les résultats de Kyle et col. [11].

4.3.1. Caractéristiques générales des sujets

Nous avons travaillé avec une population d'âge moyen $84,2 \pm 9,7$ ans pour une taille moyenne de $155,8 \pm 3,2$ cm, un poids moyen de $63,2 \pm 7,0$ kg et un IMC moyen de $26,1 \pm 3,2$ kg. m⁻². Notre population se compose de 5 femmes et d'un seul homme.

4.3.2. Analyse de l'ANALYCOR[®] de la société EUGEDIA

Dans le cadre d'une thèse en médecine, des mesures d'impédancemétrie avaient déjà été pratiquées sur 3 de nos sujets avec un ANALYCOR[®] de la société EUGEDIA. Nous avons souhaité analyser les données obtenues avec cet impédancemètre professionnel. Nous avons pris le DEXA comme référence pour les MGs et MNGs et le XITRON amélioré par notre nouvelle méthode comme référence pour les calculs des volumes en eau. Le tableau 4.14 indique les moyennes (Moy.) et les écarts-types (DS) des résultats obtenus. Comme nous ne disposons de données que sur 3 patients, il n'est pas possible de calculer des tests de Student fiables. En outre, nous avons remarqué que les données appelées Masse Maigre MM par l'ANALYCOR correspondaient en fait à la masse non grasse (poids auquel on retranche la masse grasse). Nous avons donc modifié les noms dans nos tableaux pour éviter les erreurs.

En ce qui concerne les volumes en eau, on constate tout d'abord que les écarts-types obtenus avec l'ANALYCOR sont supérieurs à ceux obtenus avec le XITRON. En outre, on note un écart moyen entre ces deux appareils de 7,3l pour l'eau totale, de 2 litres pour l'eau extracellulaire et de 5,3l pour l'eau intracellulaire. L'ANALYCOR surestime l'ensemble de ces volumes par rapport au XITRON. Aux vues des écarts-types très importants sur l'ANALYCOR, notamment de 10l sur l'eau totale (V_{t_e}), il est plus fiable de s'intéresser à chaque sujet. On note une différence sur l'eau totale entre l'ANALYCOR et le XITRON de 12,5l pour G3, 6,9l pour G2 et 2,4l pour G1. Pour le volume en eau extracellulaire, on note respectivement des différences de 7,4l, 3,1l et 1,5l. De même pour le volume en eau intracellulaire, on note 5,0l, 10,0l et 0,9l.

En ce qui concerne les tissus, l'ANALYCOR sous estime en moyenne la MG des sujets d'environ 5% mais est fiable en moyenne en ce qui concerne les données de MNG. Cependant, au vu de notre faible échantillon, ces observations en moyenne ne sont pas fiables, l'écart-type sur la MNG de l'ANALYCOR étant notamment de 10kg. Si l'on s'intéresse à chaque sujet, l'écart entre la MG de l'ANALYCOR et du

DEXA pour G3 est de 10,8kg, pour G2 de 6,1kg et pour G1 de 3,8kg. De même pour la MNG, les écarts sont respectivement de 8,4kg, 8,9kg et 3,7kg.

	Moy.±DS n ₃ ≠3	FG3	FG1	HG2
DEXA MG _d (kg)	19,0±2,1	21,5	17,5	18,1
% MG _d	28,7±1,0	29,2	29,3	27,6
MNG _d (kg)	50,5±4,6	53,7	47,2	47,5
% MNG _d	76,1±4,2	73,1	79,1	72,4
XITRON Nouvelle Méthode Vt _n (litres)	33,5±7,06	39,4	25,7	35,3
Ve _x (litres)	15,4±3,8	19,2	11,7	15,5
Vi _n (litres)	18,0±3,5	20,3	14,0	19,8
Ve _x /Vi _n	0,853±0,084	0,946	0,831	0,781
X Résistance 5kHz	629,5±133,6	399,0	724,0	535,0
X Réactance 5kHz	23,2±5,1	9,9	26,8	19,6
X Résistance 50kHz	583,5±134,4	377,0	679,0	488,0
X Réactance 50kHz	35,8±1,8	17,9	37,0	34,5
X Résistance 100kHz	565,0±134,4	368,0	660,0	470,0
X Réactance 100kHz	33,8±3,1	17,4	36,0	31,6
MB _n (Kcal/24h)	1208,2±118,8	1334,8	1099,2	1190,6
BCM _l (kg)	16,9±5,8	28,5	33,1	32,7
MNG sèche (kg)	15,6±6,0	14,1	10,4	22,2
ANALYCOR Vt _a (litres)	40,7±10,0	51,9	28,1	42,2
Ve _a (litres)	17,4±8,0	26,6	13,2	12,4
Vi _a (litres)	23,3±7,6	25,3	14,9	29,8
Ve _a /Vi _a	0,787±0,327	1,05	0,89	0,42
MCA _a (kg)	33,1±7,2	35,5	25,0	38,8
MNG _a (kg)	50,5±10,0	62,1	38,2	51,2
%MNG _a	77,3±11,6	86,5	64,2	81,1
MG _a (kg)	14,3±6,1	9,7	21,3	12,0
%MG _a	22,7±11,6	13,5	35,8	18,9
MNGsèche (kg)	9,8±0,7	10,2	10,1	9,0
MB _a (kcal/24h)	1560,0±250,8	1803,0	1302,0	1575,0
A Résistance 5kHz	644,0±329,7	277,0	740,0	915,0
A Réactance 5kHz	44,3±45,5	42,0	91,0	0,0
A Résistance 50kHz	463,3±163,8	327,0	645,0	418,0
A Réactance 50kHz	49,0±16,4	31,0	63,0	53,0
A Résistance 100kHz	454,3±150,0	304,0	604,0	455,0
A Réactance 100kHz	50,0±19,2	37,0	72,0	41,0

Tableau 4.14 : moyennes et écarts-types des données proposées par l'ANALYCOR et des données équivalentes obtenues avec nos références : le DEXA (d) et le XITRON amélioré par notre nouvelle méthode (n)

Au vu des écarts entre les résistances et les réactances obtenues avec ces deux impédancemètres professionnels, nous avons tracé les impédances complexes obtenues avec le XITRON pour les 50 fréquences allant de 5kHz à 1000kHz. Nous avons placé sur ces mêmes graphiques les valeurs de résistances et de réactances obtenues avec l'ANALYCOR. Les figures 4.13, 4.14 et 4.15 montrent les tracés décrits ci-dessus.

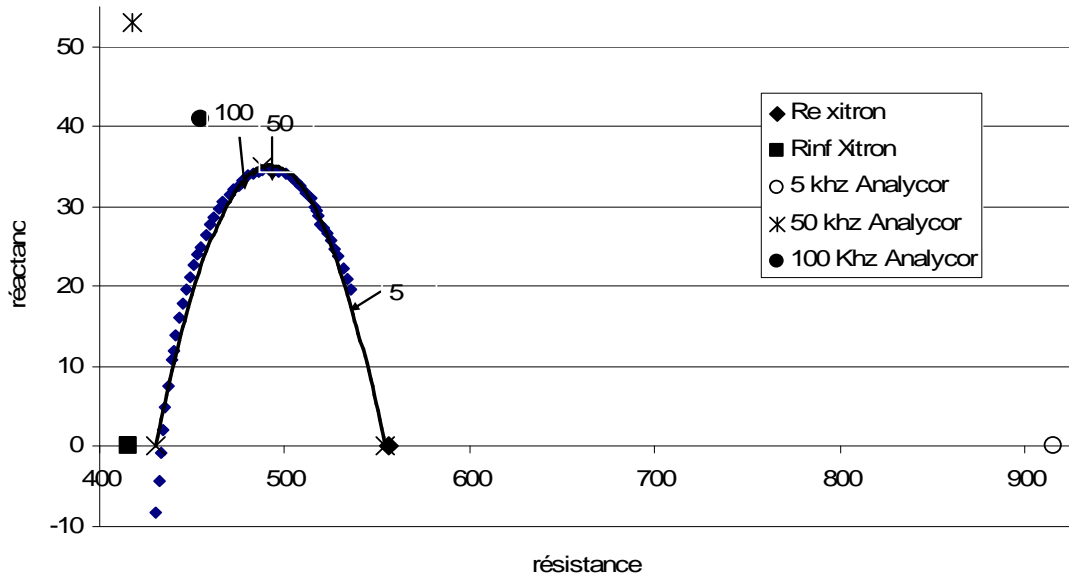


Figure 4.13 : tracé d'impédance complexe du sujet G2. On a indiqué les points du XITRON pour 5kHz, 50kHz et 100kHz. L'arc de cercle noir modélise le modèle de Cole-Cole et permet de retrouver manuellement les extrapolations de la résistance à fréquence nulle Re_x et celle à fréquence infinie $Rinf_x$.

Les données de l'ANALYCOR pour 5, 50 et 100kHz sont très différentes de celles données par le XITRON, ceci est très marqué à basse fréquence comme à 50kHz. On note d'ailleurs qu'à cette fréquence la résistance mesurée par l'ANALYCOR est inférieure à celle à haute fréquence. Pour le XITRON, on note une légère différence entre le $Rinf_x$ donné par l'appareil et celui obtenu manuellement en traçant l'arc de cercle définissant le modèle théorique de Cole-Cole. En revanche, Re_x est quasi égal avec celui obtenu manuellement.

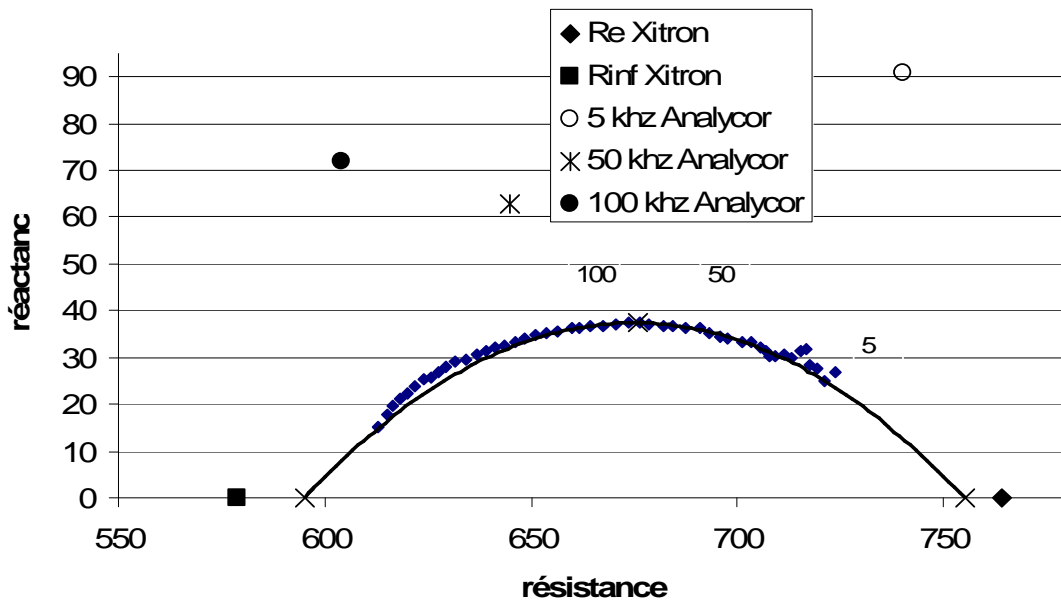


Figure 4.14 : tracé d'impédance complexe du sujet G1. On a indiqué les points du XITRON pour 5kHz, 50kHz et 100kHz. L'arc de cercle noir modélise le modèle de Cole-Cole et permet de retrouver manuellement les extrapolations de la résistance à fréquence nulle Re_x et celle à fréquence infinie $Rinf_x$.

Les données de l'ANALYCOR pour 5, 50 et 100kHz sont très différentes de celles données par le XITRON, ceci est encore très marqué à basse fréquence. La réactance obtenue à 5kHz est illogique. Le courant passant principalement dans le compartiment extracellulaire et ne traversant que peu de

membranes à cette fréquence là, on devrait trouver une réactance basse. On note une différence de plusieurs dizaines d'ohm entre les R_{inf_x} et R_{e_x} donnés par le XITRON et ceux obtenus en extrapolant manuellement.

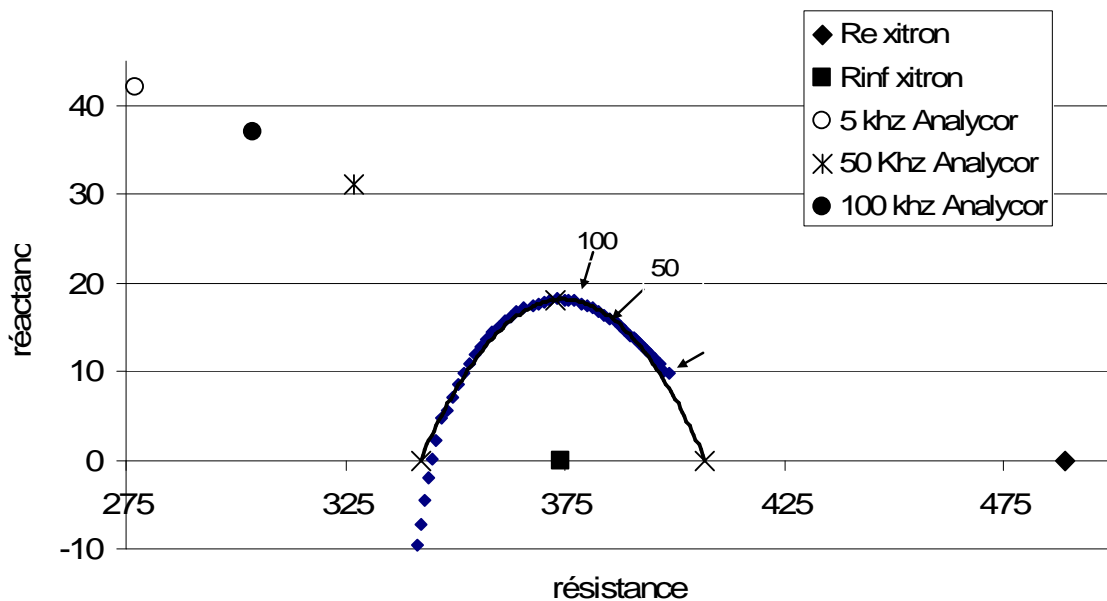


Figure 4.15 : tracé d'impédance complexe du sujet G3. On a indiqué les points du XITRON pour 5kHz, 50kHz et 100kHz. L'arc de cercle noir modélise le modèle de Cole-Cole et permet de retrouver manuellement les extrapolations de la résistance à fréquence nulle R_{e_x} et celle à fréquence infinie R_{inf_x} .

Ce tracé est le plus surprenant. On observe que l'ANALYCOR donne des résultats peu fiables avec notamment à basse fréquence une résistance inférieure et une réactance supérieure à celle à haute fréquence. L'extrapolation pour R_{e_x} (373,7 ohms) et R_{inf_x} (489,4 ohms) proposée par le XITRON semblent erronées. En traçant l'arc de cercle correspondant au modèle de Cole-Cole et en prenant R_e et R_{inf} à l'intersection de l'arc de cercle et de l'axe des abscisses, on trouve un nouvel R_{e_x} de 342 ohms et un nouvel R_{inf_x} de 407 ohms. Ce sont ces valeurs qui ont été utilisées dans nos calculs. Malgré cette erreur d'extrapolation du XITRON, nous n'obtenons que 2l d'écart sur l'eau totale, 2,7l d'écart sur l'eau extracellulaire et 0,1l sur le volume d'eau intracellulaire entre les données obtenues avant et après correction, contre des écarts de 20l sur l'eau totale et 10l sur l'eau extracellulaire entre l'ANALYCOR et les valeurs corrigées.

Il semblerait que l'ANALYCOR de la société EUGEDIA ne soit pas un impédancemètre fiable pour ce type de population, aussi bien en ce qui concerne les valeurs de résistances et de réactances que les valeurs de volume en eau ou de MG et MNG. Ceci corrobore les résultats obtenus par Schut et col. [82] qui avaient trouvé une différence significative entre les données obtenues avec l'ANALYCOR et les observations biologiques et cliniques sur leurs sujets âgés. Il est possible que ce dispositif soit fiable pour des populations saines, mais il ne l'est plus pour des populations âgées.

4.3.3. Comparaison de l'état nutritionnel des sujets obtenu par différentes méthodes d'impédancemétrie et par DEXA

Le tableau 4.11 indique les données de MG et MNG obtenues par le PPI et le DEXA sur nos trois sujets âgés. En moyenne, on trouve un écart de 1,8kg entre la MG_t mesurée par le PPI et celle mesurée par le DEXA. De plus, on note un écart moyen de 0,5kg entre la MNG_t donnée par le PPI et celle donnée

par le DEXA. Les écarts-types pour le prototype étant très importants et la population faible, il est difficile de conclure en ne s'intéressant qu'aux moyennes. C'est pour cela que le tableau 4.15 indique aussi les valeurs pour chaque sujet.

	Moy.±DS n _g =3	FG3	FG1	HG2
Prototype MG _t (kg)	17,2±8,1	20,0	23,6	8,1
MNG _t (kg)	49,0±11,4	53,5	36,1	57,5
DEXA MG _d (kg)	19,0±2,1	21,5	17,5	18,1
MNG _d (kg)	49,5±3,7	53,7	47,2	47,5

Tableau 4.15 : comparaison de la MG et de la MNG obtenues par le prototype (t) et par DEXA (d), notre référence, sur 3 sujets âgés.

Les différences entre le prototype et le DEXA sont acceptables pour le sujet G3 avec un écart de 1,5kg sur la MG et de 0,2kg sur la MNG. En revanche, les écarts ne sont pas acceptables pour les sujets G1 et G2. En ce qui concerne G2 il faut souligner une difficulté lors de l'expérimentation. Ce sujet de 86 ans a eu des difficultés à se positionner sur les électrodes plantaires. Nos valeurs de résistance pour ce sujet ne sont pas fiables. Les écarts très importants que l'on note ne peuvent être pris en compte.

Bien que la population ne soit pas suffisante pour conclure, il semblerait qu'un pèse-personne impédancemètre ne soit pas idéal pour la mesure de la composition corporelle, du fait du logiciel et de l'ergonomie qui sembleraient ne pas convenir à cette population âgée. Il serait bien entendu possible de développer des équations pour ce type de sujets à partir d'un PPI mais l'ergonomie demanderait à être améliorée.

4.3.4. Analyse de l'état hydrique des sujets par le XITRON modifié avec notre nouvelle méthode

Le tableau 4.16 indique les valeurs des volumes en eau V_{t_n}, V_{e_x} et V_{i_n} de nos 6 sujets âgés. Les taux d'hydratation, les divers rapports indiquant la répartition des fluides ainsi que les moyennes et les écarts-types de ces données se trouvent aussi dans le tableau 4.16. Le seul homme étant le sujet G2. Les moyennes et les écarts-types comprennent les données mélangées des femmes et du sujet G2 car après vérification, il semble que pour ces données hydriques il n'y ait pas de variation notable entre les hommes et les femmes.

	Moy.±DS n _g =6	FG3	FG1	FG6	FG5	FG4	HG2
Nouvelle Méthode V _{t_n} (litres)	33,4±4,9	39.4	25.7	34.6	35.5	29.9	35.3
V _{e_x} (litres)	15,2±2,6	19.2	11.7	15.7	16.1	13.0	15.5
V _{i_n} (litres)	18,2±2,4	20.3	14.0	18.9	19.4	16.9	19.8
Th _{Corps} (%)	52,3±4,9	53.6	43.0	54.6	51.5	57.2	53.9
Th _{MNG} (%)	69,3±6,9	73.7	71.1	62.3	67.9	79.5	61.5
Ir	1,32±0,07	1,19	1,32	1,32	1,32	1,41	1,34
V _{e_x} /V _{i_n}	0,831±0,063	0.946	0.831	0.828	0.831	0.767	0.781
V _{e_x} /V _{t_n}	0,453±0,018	0.486	0.454	0.453	0.454	0.434	0.439
V _{i_n} /V _{t_n}	0,547±0,018	0.514	0.546	0.547	0.546	0.566	0.561

Tableau 4.16 : données hydriques de l'ensemble de nos 6 sujets âgés.

De la même façon que pour nos patientes anorexiques, nos sujets adultes sains ne peuvent pas servir de témoins pour notre population de sujets âgés. Comme nous n'avons pas pu nous-mêmes effectuer

une base de sujets âgés sans trouble nutritionnel, nous utilisons la base de données de Kyle et col. [11] pour analyser nos résultats.

On vérifie par nos mesures, ce que nous avons pu constater visuellement, nos sujets souffrent d'œdèmes extracellulaires. Mise à part G1, tous nos sujets ont un taux d'hydratation relatif au poids nettement supérieur au 47% indiqués par Kyle comme un taux de référence. Le sujet G3 a un rapport V_{e_x}/V_{i_n} mettant en avant une surcharge hydrique importante. Cependant, bien que ces rapports de volumes permettent nettement de déduire la surcharge hydrique des sujets G3 et G4 (taux d'hydratation de la MNG respectivement de 73,7% et de 79,5%), ces données pour les autres sujets sont plus mitigées mise à part les valeurs du taux d'hydratation corporel et notre indicateur I_r . Il semble donc aisé de détecter une forte surcharge hydrique mais il semble plus difficile de détecter une surcharge faible. Nos résultats corroborent ceux de Schut et col. [78]. Ils ont montré à l'inverse qu'ils avaient pu détecter facilement par impédancemétrie des déshydratations sévères mais qu'ils n'avaient pas pu détecter celles qui étaient moyennes. Cependant, I_r a révélé une surcharge hydrique très nette pour chaque sujet et confirme sa fiabilité pour la détection d'œdème même mineur. Il faut noter cependant que cet indice qui semble indiquer une surcharge hydrique très sévère avec une moyenne de $1,32 \pm 0,07$ contre $1,50 \pm 0,05$ pour des sujets sains adultes, n'indique sans doute qu'une surcharge moyenne pour les sujets G1, G2, G6 et G5. Car les sujets âgés ont quoiqu'il en soit un compartiment extracellulaire plus important que des sujets plus jeunes, 55% de l'eau totale pour un âge moyen de 85 ans contre 47% pour un âge moyen de 50 ans. Nous ne disposons pas du rapport moyen I_r pour des sujets âgés sains, mais il serait donc probablement inférieur à 1,50. Malgré cela, la moyenne de 1,32 indique vraisemblablement une surcharge hydrique et souligne l'œdème important du sujet G3.

4.3.5. Quantification de l'état de dénutrition de notre population de sujets âgés

Le tableau 4.17 indique pour chaque sujet et en moyenne, les valeurs des paramètres de détection de la dénutrition. Comme il y a une différence non négligeable entre les valeurs de référence normales pour les hommes et les femmes, nous avons choisi de présenter les moyennes et les écarts-types du groupe des 5 femmes en enlevant le sujet G2.

	Moy. \pm DS $n_{jg}=5$ Femmes âgées	Valeurs normales femmes âgées non dénutries [11]	FG3	FG1	FG6	FG5	FG4	Valeurs normales hommes âgés non dénutris [11]	HG2
ECM/BCM _i	2,12 \pm 0,52	1,55	2,45	2,03	2,75	2,01	1,36	1,49	1,47
TBPro (kg)	6,2 \pm 0,6	na	6,7	5,1	6,4	6,5	6,0	na	8,9
BCM _i /W (%)	24,0 \pm 4,2	25	21,1	19,9	23,4	25,2	30,5	27,5	35,5
Phase (°)	3,2 \pm 0,7	4,6	2,7	3,1	2,5	3,1	4,3	4,6	4,0

Tableau 4.17 : paramètres de détection de l'état de dénutrition pour chacun de nos sujets âgés ainsi que les moyennes et les écarts-types de notre population de femmes âgées

Les résultats sont nets ; ils indiquent en moyenne une forte dénutrition chez nos sujets féminins. Pour une population féminine de cet âge, la phase doit être d'environ 4,6° or elle est en moyenne de 3,2° avec un maximum de 4,3° pour le sujet G4. L'activité métabolique membranaire pour ces sujets est donc très faible. De même, le rapport ECM/BCM_i est normalement de 1,55. Seule G4 a un rapport de 1,36. Les œdèmes dont souffrent les sujets augmentent ce rapport, de même qu'un manque de BCM. En effet, en ce qui concerne le rapport BCM_i/W, il est normalement de 25%. G3, G1 et G6 indiquent

respectivement 21,1, 19,9 et 23,4%. Pour le taux de protéines totales du corps TBPro, nous ne disposons pas de données de référence pour une population féminine de cet âge. En revanche, notre base de sujets sains B60S, nous permet de connaître la moyenne de référence pour les femmes qui serait de $7,2 \pm 0,6$ kg. Elles sont toutes en dessous de cette valeur ce qui est logique au vu de leur âge. Cependant, on peut penser que le sujet G1, malgré l'âge, présente vraisemblablement un manque de protéines.

En ce qui concerne le seul sujet masculin, sa phase est de 4° , tandis qu'un homme de 86 ans devrait avoir une phase de $4,6^\circ$. En revanche, ses autres paramètres indiquent que ce sujet ne serait pas dénutri. En effet, son rapport BCM_i/W indique 35,5% contre 27,5% pour la valeur de référence. De même, son rapport ECM/BCM_i de 1,47 est inférieur à celui de référence de 1,49. On note 8,9kg de protéines totales dans le corps ce qui est inférieur aux 11,4kg d'une population d'hommes plus jeunes mais sans que nous puissions vraiment conclure ne connaissant pas la valeur de référence pour un homme de cet âge.

4.3.6. Conclusion

Il faudrait avoir étudié plus de sujets âgés pour pouvoir statuer. Il semblerait que pour les calculs de MG et MNG, l'ANALYCOR et le prototype ne soient pas indiqués, le DEXA restant l'appareil à utiliser. L'ANALYCOR ne semble pas fiable non plus pour les calculs des volumes en eau.

On a pu noter à nouveau la pertinence de l'indice I_r et montrer que la majorité de ces sujets souffraient d'œdèmes. Enfin, nos paramètres, alliés à ceux de la littérature, nous ont permis de détecter et de quantifier l'état de dénutrition. Les sujets G4 et G2 étaient relativement peu dénutris. Ceci pourrait donc être particulièrement intéressant puisque la dénutrition est un problème majeur pour cette population. Elle augmente leur mortalité, leur morbidité et leur perte d'autonomie [83].

4.4. CONCLUSION

Au vu de ces études, il apparaît que le prototype de pèse-personne impédancemètre, modifié pour donner les résistances et les volumes en eau, pourrait être un appareil fiable et intéressant pour le domaine médical. Ceci est vrai pour le suivi des variations des sujets anorexiques notamment. Nous avons aussi montré que ce dispositif peut détecter des surcharges hydriques si elles sont localisées dans les jambes. Cependant, il ne peut pas remplacer un impédancemètre corps entier, ses équations demandant d'être adaptées à chaque type de population particulière. De plus, de nombreux paramètres, notamment pour la détection de la dénutrition, ne sont pas accessibles avec le PPI, même modifié.

Nous avons montré que l'impédancemétrie, grâce à de nombreux paramètres tels que les rapports des volumes en eau, les résistances des compartiments ou encore les taux d'hydratation, la BCM (...), pouvait être une aide précieuse pour les praticiens pour la détection d'œdèmes, de la dénutrition ainsi que le suivi des thérapies associées, permettant d'être plus précis dans le diagnostic qu'avec une simple prise de poids pour les variations de la composition corporelle, ou bien qu'avec un simple «touché» ou une prise de poids pour le suivi des œdèmes.

CONCLUSIONS & PERSPECTIVES

Au cours de ces travaux, nous avons mis en avant les potentialités d'un prototype de pèse-personne impédancemètre, modifié pour donner les résistances R_e et R_{inf} , pour le milieu médical. En effet, nous avons validé, par rapport au XITRON, les volumes d'eau extracellulaire et totale, obtenus à partir de cet appareil, pour des sujets sains. V_t et V_i ont également été validés sur nos adolescentes anorexiques, ce qui ne fut cependant pas le cas de V_e . Ce dispositif donne des MG et MNG fiables pour des populations adultes saines, mais il sous-estime la MNG des sujets de morphologie plus mince, ce qui est le cas des adolescentes AN. Cependant, même si certaines données du PPI sont différentes de celles données par nos références, on a pu voir sur nos adolescentes AN que les variations des différents dispositifs sont les mêmes. On peut noter ensuite que le prototype s'est montré fiable pour des mesures sur des sujets œdémateux où R_e semble être un paramètre pertinent pour la détection de surcharges hydriques. De plus, Th_{MNG} semble un paramètre intéressant pour le suivi de l'hydratation de sujets adultes sains. Pour augmenter les fonctionnalités du PPI et le rendre plus complet, nous avons développé des équations validées pour la prédiction du CMO et de la MM du corps. Il faut souligner cependant que ces PPI sont plus sensibles que des appareils corps entier aux différences de morphologie engendrée par des pathologies ou des différences ethniques. Chaque type de population demande une équation spécifique. De plus, les lignes de courant ne passant que dans les jambes et le bas du tronc, certaines parties du corps ne sont pas explorées. Ceci étant, ces PPI ont une ergonomie démontrée et un coût attractif.

En ce qui concerne la détection et la quantification de la dénutrition, nous avons pu valider les paramètres de la littérature pour nos adolescentes AN et nos personnes âgées. Nous avons aussi proposé de nouveaux paramètres permettant d'être plus précis au niveau de la quantification des protéines ou la détection, la quantification et le suivi de troubles hydriques. Nous avons aussi proposé un nouvel indicateur permettant de localiser globalement les désordres hydriques.

Les perspectives restent nombreuses à la suite de ces travaux. Tout d'abord nous disposons d'une base de mesures d'impédance segmentaires B54Seg non encore exploitée. Ces mesures ont été effectuées sur des adultes sains, des adolescentes AN, des adolescents sains ou encore des sportifs. Un travail d'optimisation des équations proposées pour le prototype reste à faire. Enfin, en ce qui concerne notre étude sur les sujets âgés, il sera nécessaire de compléter notre échantillon et de confronter nos conclusions avec les données biologiques et cliniques. D'ailleurs, un suivi de ces sujets sera sans doute très intéressant. Comme il l'a été souligné par les rapporteurs, il serait intéressant de comparer de types de mesure, l'une après 30 minutes de clinostatisme et une autre après 30 minutes d'orthostatisme. En outre, nous avons observé la différence de mesure pour un PPI avant et après

miction, il sera intéressant d'effectuer la même étude pour des mesures d'impédance corps entier. De plus, pour renforcer notre étude sur les insuffisants veineux, il pourra être pertinent d'effectuer des mesures de volume des membres inférieurs par volumétrie par exemple (mesure du déplacement d'eau engendré par le corps immergé jusqu'à la racine des cuisses). Ensuite, des travaux sur les nouveaux-nés, les grands brûlés et en particulier les obèses seront tout à fait intéressants.

Enfin, comme nous l'avons souhaité dès le départ, nous avons aussi mis tout en œuvre au cours de cette thèse pour que ces travaux puissent trouver une utilité rapide en dehors de la recherche. C'est ainsi qu'est né un prototype d'impédancemètre polyvalent, le Z-Metrix, fruit des conclusions et des observations faites sur le terrain. Les priorités furent l'ergonomie, la rapidité, l'exhaustivité des fonctionnalités (scientifiquement validées) et l'adaptabilité à la routine clinique ou sportive. Nous nous sommes également attachés à travailler sur la perception et l'accueil de l'appareil par les patients comme par les praticiens. Une société, BioparHom, va être créée courant octobre 2007 pour valoriser ce dispositif ainsi qu'une gamme de produits et de services répondant au mieux aux besoins de l'ensemble du milieu médical et sportif.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- [1] J. Wilkins : **Anorexie mentale et boulimie, un modèle d'intervention qui tient compte des enjeux de l'adolescence**, *Revue québécoise de psychologie*, vol 16, n°3, 1995.
- [2] W. McArdle, F. Katch, V. Katch : **Physiologie de l'activité physique**. Edition Maloine/Edisem, Chapitre 27, 2001.
- [3] W. McArdle, F. Katch, V. Katch : **Physiologie de l'activité physique**. Edition Maloine/Edisem, Chapitre 2, 2001.
- [4] RF. Pitts: **Physiologie du rein et du milieu intérieur**. Paris: Masson; 1970-1973.
- [5] DC. Darrow, H. Yannet: **The changes in the distribution of body water accompanying increase and decrease in extracellular electrolyte**. *Journal of Clinical Investigation*, 14, 1935.
- [6] KJ. Ellis and WW. Wong: **Human hydrometry : comparison of multifrequency bioelectrical impedance with 2H₂O and bromine dilution**. *Journal of Applied Physiology*, 85(3), 1056-62, 1998.
- [7] PE. Watson, ID. Watson, RD. Batt: **Total body water volumes for adult males and females estimated from simple anthropometric measurements**. *American Journal of Clinical Nutrition*, 33:27-39, 1980.
- [8] R. Hume, E. Weyers: **Relationship between total body water and surface area in normal and obese subjects**. *Journal of Clinical Pathology*, 24:234-238, 1971.
- [9] MD. Van Loan, PL. Mayclin: **Use of multi-frequency bioelectrical impedance analysis for the estimation of extracellular fluid**. *European Journal of Clinical Nutrition* 46:117-124, 1992.
- [10] WDVM. Lichtenbelt, KR. Westerterp, L. Wouters, SC. Luijendijk: **Validation of bioelectrical impedance measurements as a method to estimate body-water compartments**. *American Journal of Clinical Nutrition*, 60:159-166, 1994.
- [11] UG. Kyle, L. Genton, DO. Slosman, C. Pichard: **Fat-Free and Fat Mass Percentiles in 5225 Healthy Subjects Aged 15 to 98 years**. *Nutrition* 17:534-541, 2001.
- [12] DP. Kotler, DM. Thea, M. Heo, DB. Allison, ES. Engelson, J. Wang, RN. Pierson, M. St Louis, GT. Keusch: **Relative influence of sex, race, environment, and HIV infection on body composition in adults**. *American Journal of Clinical Nutrition*, 69(3), 432-9, 1999.
- [13] HI Hochman, MA Grodin, R. Crone : **Dehydration, diabetic ketoacidosis, and shock in the pediatric patient**. *Pediatr Clin North Am*, 26 : 803-26, 1979.
- [14] H. Kanai, K. Sakamoto, M. Haeno: **Electrical measurement of fluid distribution in human legs: estimation of extra- and intra-cellular fluid volume**. *The Journal of Microwave Power*, 18:233-243, 1983.
- [15] JH. Meijer, PM. de Vries, HG. Goovaerts, PL. Oe, AJ. Donker, H. Schneider: **Measurement of transcellular fluid shift during haemodialysis. Part 1. Method**. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 27:147-151, 1989.
- [16] KS. Cole, RH. Cole: **Dispersion and adsorption in dielectrics**. *Journal of Chemical Review*, 209-241, 1941.
- [17] E. Hoffer, C. Meador, D. Simpson: **Correlation of Whole body impedance with total body water volume**. *Journal of Applied Physiology*, 27:531-534, 1969.

- [18] A. De Lorenzo, A. Andreoli, J. Matthie, P. Withers: **Predicting body cell mass with bioimpedance by using theoretical methods: a technological review.** *Journal of Applied Physiology: Respiratory, Environmental and Exercise Physiology*, 82, 1542-1558, 1997.
- [19] T. Hanai: **Electrical properties of emulsions.** *Emulsion science* Edited by Sherman DH. pp. 354-477. London: Academic Press, 1968.
- [20] M. Fenech : **Suivi des volumes plasmatique, interstitiel et intracellulaire pendant l'hémodialyse par bioimpédance multifréquence et mesure d'hématocrite,** *Thèse en génie Biomédical*, Université de Technologie de Compiègne, 2003.
- [21] C. Nunez, D. Gallagher, M. Visser, FX. Pi-Sunyer, Z. Wang, SB. Heymsfield : **Bioimpedance analysis: evaluation of leg-to-leg system based on pressure contact foot-pad electrodes.** *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 29:524-31, 1997.
- [22] AC. Utter, DC. Nieman, AN. Ward, DE. Butterworth: **Use of leg-to-leg bioelectrical impedance method in assessing body-composition change in obese women.** *American Journal of Clinical Nutrition*, 6, 603-07, 1999.
- [23] AM. Swartz, MJ. Evans, GA. King, DL. Thompson: **Evaluation of foot-to-foot bioelectrical impedance analyser in highly active and less active young men.** *British Journal of Nutrition*, 88, 205-10, 2002.
- [24] S. Lazzer, Y. Boirie, M. Meyer, M. Vermorel: **Evaluation of two foot-to-foot bioelectric impedance analysers to assess body composition in overweight and obese adolescents.** *British Journal of Nutrition*, 90, 987-92, 2003.
- [25] UG. Kyle, I. Bosaeus, AD. De Lorenzo, P. Deurenberg, M. Elia, JM. Gómez, BL. Heitmann, L. Kent-Smith, JC. Melchior, M. Pirlich, H. Scharfetter, AM. W.J. Schols, C. Pichard: **Bioelectrical impedance analysis — part I: review of principles and methods.** *Clinical Nutrition*, 23, 1226-1243, 2004.
- [26] GA. Bray: **Pathophysiology of obesity.** *American Journal of Clinical Nutrition*, 55, 4888, 1992.
- [27] W. McArdle, F. Katch et V. Katch : **Physiologie de l'activité physique,** *Edition Maloine/Edisem*, Chapitre 29, 2001.
- [28] JVG. Durnin and J. Womersley: **Body fat assessed from total body density and its estimation from skin fold thickness: measurements on 481 men and women aged from 16 to 72 years.** *British Journal of Nutrition*, 32, 77-97, 1974.
- [29] WE. Siri: **Gross composition of body.** *Advances in Biological and Medical Physics*. Vol. 4, JH Lawrence and CA Tobias (Eds.), New York, Academic Press, 1956.
- [30] ML. Pollock, T. Hickman, Z. Kendrick, A. Jackson, AC. Linnerud, G. Dawson: **Prediction of body density in young and middle-aged men.** *Journal of Applied Physiology*, 40, 300-304, 1976.
- [31] MI. Pollock, EE. Laughridge, B. Coleman, AC. Linnerud, A. Jackson: **Prediction of body density in young and middle-aged women.** *Journal of Applied Physiology*, 38, 745-749, 1975.
- [32] CGD. Brook: **determination of body composition of children from skinfold measurements.** *Arch Dis Child*, 46:182-4, 1971.
- [33] P. Durenberg, A. Jan, C. Jaap : **body mass index as a measure of body fatness : age and sex specific prediction formulas.** *British Journal of Nutrition*, vol. 65, n°2, 105-114 (10), 1991.
- [34] JH. Wilmore, DL. Costill : **physiologie du sport et de l'exercice,** *Edition De Boeck Université*, chap. 15, 2002.

- [35] SB. Heymsfield, S. Lichtman, RN. Baumgartner, J. Wang, Y. Kamen, S. Alipranti: **body composition of humans: comparison of two improved four-compartment models that differ in expense, technical complexity and radiation exposure.** *American journal of clinical nutrition*, 52, 52- 58, 1990.
- [36] Z. Wang, W. Shen, DP. Kotler, S. Heshka, L. Wielopolski, JF. Aloia, M. Nelson, R. Pierson, SB. Heymsfield: **Total body protein: a new cellular level mass and distribution prediction model.** *American Clinical Nutrition*; 78, 979-84, 2003.
- [37] DP. Kotler, S. Burastero, J. Wang, RN. Pierson: **Prediction of body cell mass, fat-free mass and total body water with bioelectrical impedance analysis: effects of race, sex and disease.** *American Journal of Clinical Nutrition*; 64, 489S-97S, 1996.
- [38] FD. Moore: *Ann. N.Y. Acad. Sci.*, 110, 711, 1963.
- [39] H. Leweling: **Zusammensetzung des körpers.** *Ernährungs-medizin* (Biesalski, H. K., ed.), 3-12, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, Germany, 1995.
- [40] M. Pirlich, T. Schutz, J. Ockenga, H. Bering, H. Gerl, B. Schmidt, S. Ertl, M. Plauth and H. Lochs: **Improved assessment of body cell mass by segmental bioimpédance analysis in malnourished subjects and acromegaly.** *Clinical Nutrition*. Vol. 22, Issue 2, 167-174, 2003.
- [41] M. Ott, B. Lembcke, H. Fischer, R. Jager, H. Polat, H. Geier, M. Rech, S. Staszewski, EB. Helm, W. Caspary: **Early changes of body composition in human immunodeficiency virus-infected patients: tetrapolar body impedance analysis indicates significant malnutrition.** *American Journal of Clinical Nutrition*; 57, 15-9, 1993.
- [42] DP. Kotler, AR. Tierney, J. Wang, RN. Pierson: **Magnitude of body cell mass depletion and the timing of death from wasting in AIDS.** *American Journal of Clinical Nutrition*, 50(3), 444-7, 1989.
- [43] C. Earthman, R. Matthie, P. Reid, I. Harper, E. Ravussin, W. Howell: **A comparison of bioimpédance methods for detection of body cell mass change in HIV infection.** *Journal of Applied Physiology*, 88, 944-956, 2000.
- [44] A. Schwenk, A. Beisenherz, K. Romer, G. Kremer, B. Salzberger, M. Elia: **Phase angle from bioelectrical impedance analysis remains an independent predictive marker in HIV-infected patients in the era of highly active antiretroviral treatment.** *American Journal of Clinical Nutrition*, 72, 496-501, 2000.
- [45] DC. McMillan, HR. Scott, WS. Watson, T. Preston, R. Milroy, CS. McArdle: **Longitudinal study of body cell mass depletion and the inflammatory response in cancer patients.** *Nutrition Cancer*, 31(2), 101-5, 1998.
- [46] D. Gupta, CG. Lis, SL. Dahlk, PG. Vashi, JF. Grutsch, CA. Lammersfield: **Bioelectrical impedance phase angle as a prognostic indicator in advanced pancreatic cancer.** *British Journal Nutrition*, vol.92, n°6, 957-962(6), 2004.
- [47] M. Maisonneuve, L. Genton, VL Karsegard, UG. Kyle, C. Pichard : **Place de l'impédancemétrie dans le dépistage de la dénutrition à l'hôpital.** *Nutrition clinique et métabolisme*, 17, 227, 2003.
- [48] PE. Garfinkel, DM. Garner: **anorexia nervosa: a multidimensional perspective,** *New York Brunner/Mazel*, 1982.
- [49] KP. Kerruish, J. O'Connor, MR. Kohn, SD. Clarke, JN. Biody: **Body composition in adolescents with anorexia nervosa.** *American Journal of Clinical Nutrition*, 75, 31-7, 2002.

- [50] O. Trocki, MT. Theodoros, RW. Shepherd: **Lack of sensitivity of weight targets compared with body cell mass for determining recovery from malnutrition in adolescents with anorexia nervosa.** *International Journal of Eating Disorder*, 23, 169-76, 1998.
- [51] **Dénutrition : son impact en cancérologie**, la lettre du cancérologue, vol XIII, n°4, 2004.
- [52] **Nutrition clinique et métabolisme**, vol 17, n°4, 2003.
- [53] RK. Chandra, NS. Scrimshaw: **Nutrition, Immunity and Infection: present Knowledge and Future Directions.** *Lancet*, 1: 688-691, 1983.
- [54] D. Séguy, **Cours de nutrition**, Université de Lille 2.
- [55] B. Lesourd : **Evaluation de l'état nutritionnel de sujets âgés**, *cahier de dénutrition et de la diététique* 1999.
- [56] **Traité de nutrition clinique**, *SFNEP*, 2002.
- [57] J. Edington, J. Boorman, ER. Durrant, A. Perkins, CV. Giffin, R. James: **Prevalence of malnutrition on admission to four hospitals in England.** *Clinical Nutrition*, 19(3), 191-5, 2000.
- [58] L. Bruun, I. Bosaeus, I. Bergstad, K. Nygaard: **prevalence of malnutrition in surgical patients: evaluation of nutritional support and documentation.** *Clinical Nutrition*, 18(3), 141-7, 1999.
- [59] U. Kyle, A. Morabia, P. Unger, D. Slosman, C. Pichard: **contribution of body composition to nutritional assessment at hospital admission in 995 patients: a controlled population study.** *British Journal of Nutrition*, 86, 775-31, 2001.
- [60] MC. Barbosa-Silva, AJ. Barros, CL. Post, DL. Waitzberg, SB. Heymsfield: **Can bioelectrical impedance analysis identify malnutrition in preoperative nutrition assessment.** *Nutrition*, 19, 422-426, 2003.
- [61] G. Sacks, K. Dearman, V. Cora, M. Meeks, T. Canada: **Use of subjective global assessment to identify nutrition associated complications and death in geriatric long term care facility residents.** *Journal of the American college of nutrition*, Vol. 19, n°5, 579-577.
- [62] M. Waluga, M. Janusz, E. Karpel, M. Hartleb, A. Nowak : **Cardiovascular effects of ephedrine, caffeine and yohimbine measured by thoracic electrical bioimpedance in obese women.** *Clin Physiol*, 18(1): 69-76, 1998.
- [63] MD. Van Loan, P. Withers, J. Matthie, PL. Mayclin: **Use of bio-impedance spectroscopy (BIS) to determine extracellular fluid (ECF), intracellular fluid (ICF), total body water (TBW), and fatfree mass (FFM).** *Human body composition: In vivo methods, models and assessment* Edited by Eastman JD. 67-70. New York: Plenum, 1993.
- [64] MY. Jaffrin, M. Fenech, MV. Moreno, R. Kieffer: **Total body water measurements by a modification of the bioimpedance spectroscopy method.** *Medical Biological Engineering and Computing* 44, 873-882, 2006.
- [65] SB. Heymsfield, S. Lichtman, RN. Baumgartner, J. Wang, Y. Kamen, S. Alipranti: **Body composition of humans: comparison of two improved four-compartment models that differ in expense, technical complexity, and radiation exposure.** *American journal of clinic nutrition*, 52, 52-58, 1990.
- [66] C. Ribot, F. Trémollières, J.M. Pouillès, P. Barbe, F. Saint-Martin, M. Delsol, S. Martinez : **Mesure de la composition corporelle par absorptiométrie biphotonique à rayon x : principe, limites et indications.** *Rev Franç Endocrinol Clin*, 38:4-5, 1997.
- [67] Harris, Benedict: **A biometric study of basal metabolism in Man.** *Washington DC : Carnegie Institute*, n°279, 1919.

- [68] **Diagnostic and Statistical Manual of Mental Disorders** (4th Ed) Edited by *American Psychiatric Association*, USA, 1994.
- [69] R. Kieffer : **Détermination de la composition corporelle par bioimpédance et DEXA**. *Master génie biomédical*, Université de Technologie de Compiègne, 2004.
- [70] H. Morel : **Application clinique des mesures de composition corporelle par bioimpédance**, *Master génie biomédical*, Université de Technologie de Compiègne, 2006.
- [71] Z. Wang, S. Zhu, J. Wang, R. Pierson, SB. Heymsfield: **whole-body skeletal muscle mass : development and validation of total-body potassium prediction models**. *American Journal of Clinical Nutrition*, 77, 76-82, 2003.
- [72] Z. Wang: **body cell mass: model development and validation at the cellular level of body composition**. *Am J Physiol Endocrinol Metab* 286, E123-E128. 2004.
- [73] JM. Bland, DG. Altman: **Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement**. *Lancet*, i, 307-310, 1986.
- [74] Kyplot : Site de téléchargement gratuit de logiciels de statistique : <http://freestatistics.altervista.org/fr/stat/php>
- [75] A. Boulier, WC. Chumlea, A. De Lorenzo, P. Deurenberg, SS. Guo, L. Leger, Y. Schutz: **Body composition estimation using leg-to-leg bioelectrical impedance: a six-site international cross validation study**. *International Journal of Body Composition Research*, 3, 31-39, 2005.
- [76] L. Genton, D. Hans, UG. Kyle, C. Pichard: **Dual Energy X-ray absorptiometry and body composition: differences between devices and comparison with reference methods**. *Nutrition*, 18, 66-70, 2002.
- [77] UG. Kyle, L. Genton, D. Hans, C. Pichard: **Validation of a bioelectrical impedance analysis equation to predict appendicular skeletal muscle mass**. *Clinical Nutrition*, 2003.
- [78] MY. Jaffrin, R. Kieffer, MV. Moreno: **Evaluation of a foot-to-foot impedance meter measuring extracellular fluid volume in addition to fat-free mass and fat tissue mass**. *Nutrition*, 21, 815-24, 2005.
- [79] J. Wells, A. Murphy, H. Buntain, R. Greer, G. Cleghorn, P. Davies: **Adjusting body cell mass for size in women of differing nutritional status**. *American Journal of Clinical Nutrition*, 80, 333-6, 2004.
- [80] C. Mika, B. Herpertz-Dalhmans, M. Heer, K. Holtkamp: **Improvement of nutritional status as assessed by multifrequency BIA during 15 weeks of refeeding in adolescents with anorexia nervosa**, *Journal of Nutrition*, 134, 3026-30, 2004.
- [81] CP. Earthman, PM. Reid, IT. Harper, E. Ravussin, WH. Howell: **Body cell mass repletion and improved quality of life in HIV-infected individuals receiving oxandrolone**. *Journal of Parenteral and Enteral Nutrition*; 26, 357-65, 2002.
- [82] A. Schut, V. Dascenco, K. Giraud, G. Chatap, F. Royand, F. Blonde-Cynober, C. aussel, JP. Vincent: **Is bioelectrical impedance analysis a tool at bedside during heat waves to assist geriatricians with discriminative diagnosis of hypertonic dehydration?** *The journal of nutrition, health and aging*, vol. 9, n°6, 441-445, 2005.
- [83] M. Debray : **Troubles nutritionnels du sujet âgé**, *Cours de nutrition*, Université de Grenoble, 2004.

PUBLICATIONS ET COMMUNICATIONS ISSUES DE CE TRAVAIL

Publications

- 1- M-V. MORENO, D. DJEDDI, M.Y. JAFFRIN: **Assessment of body composition in adolescent subjects with anorexia nervosa by bioimpedance.** *Med Eng Phys*, vol. 8 ; 17997120, 2007.
- 2- M.Y. JAFFRIN, M-V. MORENO: **Measurements of total body water with a foot-to-foot impedancemeter.** *Med Eng Phys*, 17629537. 2007.
- 3- M.Y. JAFFRIN, M. FENECH, M-V. MORENO, R. KIEFFER: **Total body water measurement by a modification of the bioimpedance spectroscopy method.** *Med. Bio. Eng. Comput.*, 44:873-882. 2006.
- 4- M.Y. JAFFRIN, M-V. MORENO: **Les pèse-personnes impédancemètres, ou comment connaître sa composition corporelle en se pesant.** *Annales de Kinésithérapie*, 44. 45-46. 2005.
- 5- M.Y. JAFFRIN, R. KIEFFER, M-V. MORENO. **Evaluation of a foot-to-foot impedancemeter measuring extracellular volume in addition to fat free mass and fat tissue mass.** *Nutrition*, 21. 815-824. 2005.

Communications publiées

- 6- MORENO M-V. DJEDDI D. JAFFRIN M.Y : **Parameters for monitoring refeeding of anorexia nervosa patients by bioimpedance**, *ICEBI 2007, IFMBE Proceedings* 17, pp. 640-643, Austria, 2007.
- 7- MOREL H. JAFFRIN M.Y. MORENO M-V.: **Measurement of skeletal muscle mass in lower limbs with a foot-to-foot impedancemeter.** *Journal of Biomechanics*, Vol. 39, p.S489, Munich, 2006.
- 8- MORENO M-V. MEHALEBI H. BAQUET G. THEVENET D GAMELIN F-X. BERTHOIN S. JAFFRIN M.Y.: **Development of a foot-to-foot impedancemeter for measuring body composition during exercise**, *Journal of Biomechanics*, Vol. 39, p.S554, Munich, 2006.
- 9- JAFFRIN M.Y. MORENO M-V.: **Measurements of total body water with a foot-to-foot impedancemeter**, *Journal of Biomechanics*, Vol. 39, p.S653-S654, Munich, 2006.
- 10- MORENO M-V. DJEDDI D. JAFFRIN M.Y.: **Evaluation of a foot-to-foot impedancemeter for monitoring of nutritional status in anorexic adolescents by bioimpedance.** *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 8, issue 4 :199-200. Bruxelles, 2005.
- 11- MEHALEBI H. MORENO M-V. JAFFRIN M.Y.: **Monitoring of body fluid volumes, hydration rate and fat tissue mass in athletes during training.** *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 8, issue 4 :193-194, Bruxelles, 2005.
- 12- KIEFFER R. MORENO M-V. FENECH M. JAFFRIN M.Y.: **Validation of body composition measured by a scale-impedancemeter: TEFAL Body Master Vision.** *Archives of Physiology and Biochemistry*, p 42, Paris, 2004
- 13- MORENO M-V. DJEDDI D. FENECH M. KIEFFER R. JAFFRIN M.Y.: **Monitoring of nutritional status in anorexic children by bioimpedance. Monitoring of nutritional status in anorexic children by bioimpedance.** *Archives of Physiology and Biochemistry*, p 56, Paris, 2004

Communications

- 14- MORENO M-V. DJEDDI D. JAFFRIN M.Y. Body composition monitoring in anorexic young patients during refeeding by foot-to-foot impedancemeter, Cairo International Biomedical engineering conference, Egypt, 2006
- 15- MORENO M-V. DJEDDI D. JAFFRIN M.Y. Evaluation d'une balance impédancemètre dans la surveillance du statut nutritionnel d'adolescentes anorexiques. Congrès de la Société Francophone de gastroentérologie, Maroc, 2006
- 16- MORENO M-V., VANNICATTE A. Développement d'un impédancemètre professionnel polyvalent pour la routine sportive, 3^{ième} Congrès du Réseau Français d'Ingénierie du Sport, Bidart, 2006
- 17- MORENO M-V. DJEDDI D. KIEFFER R. FENECH M. JAFFRIN M.Y. Evaluation of a foot-to-foot impedancemeter measuring extracellular fluid volume in addition to fat free mass for volunteers and anorexic children. 13^{ème} Forum des Jeunes Chercheurs en Génie Biologique et Médical, Nancy, 2005
- 18- MEHALEBI H. MORENO M-V. JAFFRIN M.Y. Développement d'un impédancemètre pour le suivi des volumes hydriques, du taux d'hydratation et de la masse grasse pour les sportifs. 2^{ième} Congrès du Réseau Français d'Ingénierie du Sport, Valenciennes, 2005

Protection industrielle

* 2 enveloppes Soleau déposées : n° 293633 et n° 295 521, impédancétrie et composition corporelle, 2007.

Prix

- * 3^{ième} prix Créenvie, « graine d'entrepreneur » pour le projet de création d'entreprise BioparHom, doté par l'Anvar, la caisse des dépôts et consignations de Picardie et l'incubateur de Picardie (2005),
- * **Lauréate au concours du ministère de la recherche et de l'ANVAR pour la création d'entreprises de technologies innovantes (2004). Obtention d'un financement de 37 000 Euros.**

ANNEXE 1 : B13AN

Paramètres des 13 patientes AN ayant participé à l'étude

Sujet	A1	C1	D1	E1	F2	J1	K1	N1	Q1	R1	V1	W1	Y1
Age (ans)	14.6	12.6	14.7	17.0	13.0	14.2	16.3	15.5	16.5	15.5	13	17.3	17.75
Sexe	F	F	F	F	F	F	F	F	F	F	F	F	F
IMC	13.5	15.2	13.7	13.0	13.2	17.2	15.8	16.4	15.2	13.4	13.6	13.9	13.9
Taille (cm)	161.0	141	159.0	168.0	143.0	161.0	163.5	160	164	169	165.5	152	162
Indicateur ECM/BCM	1.371	0.846	1.213	1.121	0.972	1.118	0.922	1.389	0.931	1.010	1.285	0.915	0.665
BCMI/W	0.357	0.423	0.380	0.412	0.415	0.373	0.424	0.339	0.431	0.423	0.359	0.397	0.531
BCMk/W	0.387	0.351	0.384	0.448	0.419	0.356	0.406	0.375	0.413	0.479	0.390	0.440	0.541
BCMt/W	0.497	0.536	0.486	0.469	0.498	0.485	0.491	0.468	0.477	0.550	0.485	0.410	0.515
BCMn/W	0.509	0.451	0.494	0.600	0.546	0.506	0.635	0.707	0.559	0.443	0.567	0.614	0.641
BCMw/W	0.428	0.388	0.425	0.495	0.463	0.393	0.448	0.414	0.456	0.529	0.431	0.486	0.598
BCMx/W	0.356	0.403	0.353	0.478	0.413	0.335	0.281	0.179	0.417	0.501	0.502	0.552	0.304
BCMI/H ²	4.801	6.429	5.219	5.361	5.455	6.429	6.695	5.576	6.566	5.679	4.872	5.514	7.369
BCMk/H ²	5.215	5.337	5.277	5.825	5.511	6.135	6.410	6.169	6.290	6.420	5.297	6.114	7.505
BCMt/H ²	6.696	8.149	6.664	6.094	6.551	8.371	7.745	7.702	7.271	7.371	6.590	5.697	7.145
BCMn/H ²	6.859	6.849	6.779	7.802	7.189	8.728	10.029	11.622	8.522	5.947	7.700	8.530	8.897
BCMw/H ²	5.760	5.894	5.828	6.433	6.087	6.776	7.079	6.813	6.947	7.090	5.850	6.752	8.289
BCMx/H ²	4.794	6.121	4.849	6.220	5.436	5.780	4.437	2.940	6.353	6.723	6.811	7.673	4.212
Tx hydratation Vtnx/MNGd	66.1	61.8	64.1	73.3	65.4	68.4	70.8	69.3	71.7	66.7	74.5	77.0	75.292
Tx hydratation Vtnx/MNGt	73.0	65.2	69.1	79.3	76.6	75.0	77.9	81.4	78.2	67.4	78.4	91.4	76.1
th Vtt/MNGt	74.9	63.131	78.3	87.0	75.3	74.0	77.3	84.9	83.3	68.0	76.3	85.5	78.6
th Vtn/W	61.7	51.0	58.2	69.4	62.7	59.3	63.5	66.0	65.1	57.4	64.4	69.5	67.4

Paramètres des 13 patientes AN ayant participé à l'étude

th Vtt/W	63.3	49.3	65.9	76.1	61.6	58.5	63.1	68.8	69.3	57.9	na	na	69.6
Indicateur Vex/Vtn	0.462	0.402	0.438	0.422	0.415	0.433	0.287	0.216	0.428	0.514	0.406	0.403	0.334
Vin/Vtn	0.538	0.598	0.562	0.578	0.585	0.567	0.713	0.784	0.572	0.486	0.594	0.597	0.666
I Vex/Vin	0.857	0.672	0.780	0.731	0.709	0.765	0.402	0.275	0.749	1.058	0.684	0.676	0.503
I Vet/Vit	0.870	0.706	0.832	0.764	0.789	0.766	0.706	0.716	0.776	0.787	0.839	0.930	0.842
Vit/Vtt	0.535	0.586	0.546	0.567	0.559	0.566	0.586	0.583	0.563	0.559	0.544	0.518	0.543
Vet/Vtt	0.465	0.414	0.454	0.433	0.441	0.434	0.414	0.417	0.437	0.441	0.456	0.482	0.457
Prototype Poidst (kg)	34.9	30.2	34.7	36.7	26.9	44.7	42.2	42.1	41	38.3	37.2	32.1	36.4
Prototype Rinft (ohm)	649	837	600	510	693	571	557	469.0	501.0	745.0	655.0	605.0	547.0
Prototype Ret (ohm)	633	974	607	554	733	619	648	539	537	789	658	560	548
Prototype Vtt (ohm)	22.1	14.9	22.9	27.9	16.6	26.1	26.6	29.0	28.4	22.2	23.3	20.9	25.3
Prototype Vet (ohm)	10.3	6.2	10.4	12.1	7.3	11.3	11.0	12.1	12.4	9.8	10.6	10.1	11.6
Prototype Vit (ohm)	11.8	8.7	12.5	15.8	9.3	14.8	15.6	16.9	16.0	12.4	12.7	10.8	13.8
Prototype MNGt (kg)	29.5	23.6	29.2	32.1	22.0	35.3	34.4	34.1	34.1	32.6	30.5	24.4	32.2
Prototype MGt (kg)	5.4	6.6	5.5	4.6	4.9	9.4	7.8	8	6.9	5.7	6.7	7.7	4.2
Prototype MMt (kg)	27.6	22.4	27.2	29.3	20.7	33.0	31.7	31.8	32.0	30.8	28.7	23.2	30.3
Prototype CMOt (kg)	1.711	1.369	1.694	1.862	1.276	2.047	1.995	1.978	1.978	1.891	1.769	1.415	1.868
Masse cellulaire BCMt (kg)	17.4	16.2	16.8	17.2	13.4	21.7	20.7	19.7	19.6	21.1	18.0	13.2	18.8
% MGt	15.5	21.9	15.9	12.5	18.2	21.0	18.5	19.0	16.8	14.9	18.0	24.0	11.5
Xitron Rinfx (ohm)	645.2	762.6	691.4	560.4	645.7	534.9	527.1	478.1	526.0	722.7	600.8	523.4	549.5
Xitron Rex (ohm)	854.8	1158.74	929.1	792.7	905.7	735.9	757.3	674.4	714.65	996.54	901.64	793.71	764.74
Xitron Rix (ohm)	2630.7	2230.8	2703.0	1911.8	2249.8	1959.0	1734.2	1642.3	1992.55	2630.26	1801.03	1536.91	1952.98

Paramètres des 13 patientes AN ayant participé à l'étude

Xitron Vtx (litre)	18.5	14.6	17.3	22.9	14.7	21.8	15.9	11.2	23.2	24.6	22.7	21.3	15.8
Xitron Vex (litre)	9.9	6.185	8.9	10.8	7.0	11.5	7.7	6.0	11.4	11.3	9.7	9.0	8.2
Xitron Vix (litre)	8.6	8.45	8.5	12.2	7.7	10.3	8.2	5.2	11.8	13.3	13.0	12.3	7.62
Xitron MNGx (kg)	24.0	19.7	22.6	30.4	19.4	28.4	21.0	14.5	30.6	32.7	30.4	28.7	20.7
Xitron MGx (kg)	10.9	10.5	12.1	6.3	7.5	16.3	21.2	27.6	10.4	5.6	6.8	3.4	15.7
Xitron MMx (kg)	22.4	18.4	21.1	28.3	18.1	26.5	19.6	13.5	28.5	30.5	28.4	26.7	19.3
Xitron CMOx (kg)	1.6	1.3	1.5	2.1	1.3	1.9	1.4	1.0	2.1	2.2	2.1	2.0	1.4
Masse cellulaire BCMx (kg)	12.4	12.2	12.3	17.6	11.1	15.0	11.9	7.5	17.1	19.2	18.7	17.7	11.1
% MGx	31.2	34.8	34.7	17.2	27.8	36.5	50.3	65.5	25.4	14.6	18.2	10.7	43.2
Dexa Vtd (litre)	23.9	17.3	21.6	23.4	17.9	26.7	25.7	27.6	25.7	22.8	22.2	20.3	21.0
Dexa Ved (litre)	10.4	7.5	9.4	10.2	7.8	11.6	11.2	12.0	11.2	9.9	9.7	8.8	9.1
Dexa Vid (litre)	13.5	9.8	12.2	13.2	10.1	15.1	14.5	15.6	14.5	12.9	12.5	11.5	11.9
Dexa MNGd (kg)	32.6	24.9	31.5	34.7	25.8	38.7	37.8	40.0	37.2	32.9	32.1	29.0	32.56
Dexa MGd (kg)	2.3	5.3	3.2	2.0	1.1	6.0	4.4	2.1	3.8	5.4	5.1	3.1	3.84
Dexa MMd (kg)	30.7	23.6	29.5	31.9	24.5	36.4	35.1	37.8	35.1	31.2	30.3	27.8	28.7
CMO sain	1.7	1.3	1.6	1.8	1.3	2.0	2.0	2.1	1.9	1.7	1.7	1.5	1.7
CMO anor	1.9	1.4	1.8	2.0	1.5	2.3	2.2	2.3	2.2	1.9	1.9	1.7	1.9
CMO xitron	2.2	1.7	2.1	2.4	1.8	2.6	2.6	2.7	2.5	2.2	2.2	2.0	2.2
Dexa CMOd (kg)	1.9	1.2	2.0	2.8	1.3	2.3	2.7	2.3	2.127	1.774	1.826	1.181	1.90
Coeff CMO	0.057	0.050	0.062	0.081	0.050	0.058	0.071	0.057	0.057	0.054	0.057	0.041	0.058
Masse cellulaire BCMd (kg)	19.3	15.3	19.1	20.7	15.8	23.6	22.8	24.5	22.7	20.2	19.6	18.0	18.6
% MGd	6.6	17.5	9.3	5.5	4.2	13.4	10.3	4.9	9.2	14.0	13.6	9.7	10.6
Nouvelle Méthode Vtn (litre)	21.5	15.4	20.2	25.5	16.9	26.5	26.8	27.8	26.7	22.0	23.9	22.3	24.5
Nouvelle Méthode Ve (litre)	9.5	6.2	8.8	10.8	7.2	11.4	11.2	11.7	11.6	9.4	9.7	9.0	10.5

Paramètres des 13 patientes AN ayant participé à l'étude

Nouvelle Méthode Vp (litre)	2.3	1.5	2.1	2.6	1.7	2.7	2.7	2.8	2.8	2.3	2.3	2.2	2.5
Nouvelle Méthode Vin (litre)	11.6	9.2	11.3	14.7	9.9	15.0	19.1	21.8	15.3	10.7	14.2	13.3	16.3
Nouvelle Méthode MNGn(kg)	29.4	21.0	27.6	34.8	23.0	36.2	36.6	37.9	36.5	30.0	32.7	30.5	33.5
Nouvelle Méthode MGn (kg)	5.5	9.2	7.1	1.9	3.9	8.5	5.6	4.2	4.5	8.3	4.5	1.6	2.9
Nouvelle Méthode MMn (kg)	27.7	19.8	26.0	32.8	21.7	34.1	34.5	35.7	34.4	28.3	30.8	28.7	31.5
Nouvelle Méthode CMO _n (kg)	1.707	1.219	1.600	2.018	1.336	2.101	2.124	2.201	2.115	1.741	1.897	1.768	1.943
Réactance 50kHz	58.1	112.9	68.8	62.1	79.2	57.2	69.2	38.1	71.13	57.57	63.92	71.94	74.15
Résistance 50kHz	776.4	994.8	828.3	698.1	786.9	642.1	656.8	514.8	680.78	591.42	808.3	678.58	532.19
Phase angle PhA	4.28	6.47	4.75	5.08	5.75	5.09	6.01	4.24	5.96	5.56	4.52	6.05	7.93
Xcp	10424.8	8880.7	10039.0	7912.9	7899.9	7262.4	6304.6	6989.5	6586.8	6133.26	10285.27	6472.70	3893.78
TBK kotlerexp (mmol)	1622.9	1273.8	1601.6	1973.6	1352.9	1909.2	2057.1	1895.8	2030.91	2201.13	1741.70	1695.12	2364.63
BCM kotlerexp (kg)	13.5	10.6	13.3	16.4	11.3	15.9	17.1	15.8	16.9	18.3	14.5	14.1	19.7
TBKexp/H	10.1	9.0	10.1	11.7	9.5	11.9	12.6	11.8	12.4	13.0	10.5	11.2	14.6
TBKexp/H²	0.063	0.064	0.063	0.070	0.066	0.074	0.077	0.074	0.076	0.077	0.064	0.073	0.090
BCM Leweling (kg)	12.4	12.8	13.2	15.1	11.2	16.7	17.9	14.3	17.7	16.2	13.3	12.7	19.3
Masse musculaire Wang (kg)	12.2	8.9	12.0	15.6	9.7	14.9	16.3	14.8	16.07	17.63	13.29	12.97	19.2
Masse Cellulaire BCM _n (kg)	17.8	13.6	17.1	22.0	14.7	22.6	26.8	29.8	22.9	17.0	21.1	19.7	23.3
BCMk/FM	2.5	1.6	2.4	3.6	2.3	1.7	2.2	2.0	2.5	3.2	2.2	1.8	4.7
BCM _n	18.2	13.6	17.2	22.0	14.5	22.7	23.3	24.0	22.8	18.8	21.1	19.7	21.1
%BCM	35.7	42.3	38.0	41.2	41.5	37.3	42.4	33.9	43.1	42.3	35.9	39.7	53.1
total body protein	5.4	4.1	5.4	7.0	4.3	6.4	7.1	6.4	6.6	6.8	5.7	5.1	7.3
BCM protein	4.4	3.5	4.3	5.6	3.7	5.7	7.3	8.3	5.8	4.0	5.4	5.1	6.26
BCM _{wang}	14.9	11.7	14.7	18.1	12.4	17.5	18.9	17.4	18.6	20.2	16.0	15.6	21.7
Ir	1.325	1.519	1.344	1.415	1.403	1.376	1.437	1.411	1.359	1.379	1.501	1.516	1.392

ANNEXE 2 : B8AN

Paramètres principaux des 5 patientes AN ayant participé au calcul des suivis

Sujets	A1	A2	A3	A4	A5	A6	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	D1	D2	D3	D4	D5	D6	E1	E2	E3	F1	F2	F3	F4
ECM/BCMI	1.3	1.05	1.09	1.02	1.01	1.01	0.84	0.90	0.80	0.86	0.81	0.87	0.94	0.89	1.21	1.08	1.00	0.99	1.12	1.27	1.12	1.03	1.11	0.97	0.84	0.89	0.83
Phase °	4.3	5.4	5.2	5.5	5.5	5.5	6.5	6.1	6.5	6.4	6.7	6.3	5.9	6.2	4.8	5.2	5.6	5.6	5.1	4.6	5.1	5.4	5.1	5.8	6.5	6.2	6.6
BCMI/H ² (kg.m ⁻²)	4.9	5.6	5.69	5.9	6.2	5.9	6.48	5.65	5.95	5.85	6.07	5.50	5.19	6.05	5.21	5.49	5.75	5.70	4.72	4.675	5.36	5.80	5.75	5.4	6.7	6.7	7.1
IMC (kg.m ⁻²)	13.5	14.1	14.3	14.4	15.5	14.6	15.2	13.4	13.8	13.7	13.9	12.7	12.5	14.6	13.7	13.7	13.8	13.5	11.6	12.3	13.0	13.7	14.1	13.2	15.8	16.4	16.8
Taille (cm)	161.0	161.0	162.0	162	162	162	141	141	141	141	141	141	141	141	159.0	160.0	160.0	160.0	160.0	160.0	168.0	168.0	168.0	143.0	144.0	145.0	146.0
Vtn/FFMt	73.0	71.1	73.2	72.0	73.5	74.6	65.2	71.4	67.7	71.3	72.4	71.0	67.6	67.8	69.1	70.3	71.9	73.6	76.2	79.4	79.3	81.6	83.3	76.6	75.1	75.2	74.2
Vtn/W	61.7	58.9	60.9	59.9	59.8	61.4	51.0	57.4	54.2	57.0	57.5	57.6	54.6	53.3	58.2	58.9	60.2	62.1	66.0	68.6	69.4	70.7	71.7	62.7	59.1	59.1	57.7
Vex/Vtn	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	40.3	40.9	40.2	40.3	39.9	39.9	40.1	40.0	43.7	42.5	41.8	41.3	41.4	43.0	42.2	41.2	42.9	42.5	40.6	41.2	40.7
Vex/Vin	0.8	0.7	0.7	0.7	0.7	0.7	67.3	68.5	66.6	67.6	70.2	66.0	68.7	63.6	77.8	73.8	71.9	70.3	70.1	74.4	73.1	70.1	75.1	72.1	68.4	69.6	68.4
Poids (kg)	34.9	36.5	37.6	37.8	40.7	38.3	30.2	26.6	27.4	27.2	27.6	25.3	24.9	29	34.7	35	35.3	34.5	29.7	31.5	36.7	38.7	39.9	26.9	32.7	34.4	35.8
FFMt (kg)	29.5	30.2	31.3	31.4	33.1	31.5	23.6	21.4	21.9	21.7	21.9	20.5	20.1	22.8	29.2	29.3	29.5	29.1	25.7	27.2	32.1	33.5	34.3	22.0	25.7	27.0	27.8
FMt (kg)	5.4	6.3	6.3	6.4	7.6	6.8	6.6	5.2	5.5	5.5	5.7	4.8	4.8	6.2	5.5	5.7	5.8	5.4	4	4.3	4.6	5.2	5.6	4.9	7	7.4	8
% FM	15.5	17.3	16.8	16.9	18.7	17.8	21.9	19.5	20.1	20.2	20.7	19.0	19.3	21.4	15.9	16.3	16.4	15.7	13.5	13.7	12.5	13.4	14.0	18.2	21.4	21.5	22.3
Vtn (liter)	21.5	21.5	22.9	22.6	24.3	23.5	15.4	15.3	14.8	15.5	15.9	14.6	13.6	15.5	20.2	20.6	21.2	21.4	19.6	21.6	25.5	27.4	28.6	16.9	19.3	20.3	20.6
Vex (liter)	9.5	8.9	9.7	9.4	10.0	9.9	6.2	6.2	6.0	6.2	6.3	5.8	5.4	6.2	8.8	8.7	8.9	8.8	8.1	9.3	10.8	11.3	12.3	7.2	7.8	8.4	8.4
Vin (liter)	12.0	12.6	13.3	13.2	14.3	13.6	9.2	9.0	8.9	9.2	9.5	8.7	8.1	9.3	11.4	11.9	12.4	12.6	11.5	12.3	14.7	16.1	16.3	9.7	11.5	12.0	12.2
BCMI (kg)	12.4	14.8	14.9	15.5	16.4	15.6	12.8	11.3	11.8	11.6	12.1	10.9	10.3	12.0	13.2	14.1	14.7	14.6	12.1	12.0	15.1	16.5	16.2	11.2	13.9	14.2	15.2
Mmusw(kg)	12.2	13.0	13.6	13.8	14.3	14.2	8.9	8.8	8.8	8.9	9.3	8.5	7.8	8.7	12.0	12.6	13.2	13.2	11.9	13.1	15.6	16.5	16.8	9.7	10.9	11.2	11.8
TBPro	4.8	5.0	5.2	5.3	5.4	5	3.8	3.7	3.7	3.7	3.8	3.6	3.3	3.7	4.7	4.9	5.0	5.0	4.6	5.0	5.7	6.0	6.1	3.9	4.3	4.5	4.6
BCMpro	4.6	4.8	5.0	5.0	5.5	5.2	3.8	3.4	3.4	3.5	3.6	3.3	3.1	3.5	4.3	4.5	4.7	4.8	4.4	4.7	5.6	6.1	6.2	3.7	4.4	4..	4.6
Ir	1.325	1.452	1.419	1.447	1.474	1.4	1.5	1.4	1.5	1.5	1.5	1.5	1.5	1.536	1.3	1.4	1.4	1.4	1.4	1.3	1.4	1.4	1.3	1.4	1.5	1.4	1.4

ANNEXE 3 : B17T

Base de données des 17 adolescentes témoins ayant participé à l'étude

Sujet	T1	T2	T3	T4	T5	T6	T7	T8	T9	T10	T11	T12	T13	T14	T15	T16	T17
Age (ans)	12.0	18	18	18	19	19	13.5	15.5	11	11	11	14.5	11	11	11	10.5	10.5
IMC	14.3	21.7	19.4	23.9	21.1	21.5	20.5	22.7	18.9	18.3	18.9	24.3	19.9	18.5	26.9	16.0	24.5
Taille (cm)	156.0	162.0	160.0	164.0	155.0	161.5	160.0	185.0	143.0	137.0	145.5	170.0	153.0	157.0	148.0	137.0	154.0
Indicateur ECM/BCM	0.8	0.9	0.9	0.9	0.9	0.8	0.8	0.7	1.0	0.9	1.0	0.8	1.0	0.9	0.9	0.9	0.9
BCMI/W	0.5	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.3	0.4
BCMk/W	0.5	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.4	0.3	0.4
BCMt/W	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.4	0.5	0.5	0.6	0.5	0.5	0.4	0.5	0.4
BCMn/W	0.5	0.5	0.5	0.4	0.5	0.5	0.5	0.4	0.5	0.5	0.4	0.4	0.5	0.5	0.4	0.5	0.4
BCMw/W	0.5	0.4	0.4	0.3	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.3	0.3	0.3	0.4	0.3	0.4	0.3
BCMx/W	0.4	0.4	0.4	0.3	0.4	0.5	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.3	0.5	0.4
BCMI/H ²	6.8	8.4	7.8	8.4	8.3	8.9	8.5	9.2	7.2	7.4	7.0	10.7	7.4	7.6	9.3	6.6	8.9
BCMk/H ²	6.5	6.9	6.8	6.8	6.9	7.5	7.1	7.5	6.4	6.2	5.6	7.1	6.3	6.5	6.8	5.7	7.1
BCMt/H ²	7.3	9.8	9.2	10.9	9.8	9.9	9.8	10.5	8.4	8.8	9.3	13.7	9.4	9.1	11.6	7.8	10.8
BCMn/H ²	6.8	10.4	9.7	9.8	10.0	11.1	10.1	10.1	10.0	9.2	8.0	10.1	9.1	9.0	10.6	8.4	10.9
BCMw/H ²	7.2	7.6	7.5	7.5	7.6	8.3	7.8	8.3	7.1	6.8	6.2	7.8	6.9	7.2	7.5	6.3	7.8
BCMx/H ²	5.1	8.3	8.1	7.9	8.5	10.1	8.9	9.6	8.1	7.8	6.9	8.9	7.2	7.7	9.3	7.7	9.3
Taux hydratation Vtnx/MNGd	63.4	75.3	72.1	72.7	77.3	76.1	na	na	na	na	na	na	na	na	na	na	na
Taux hydratation Vtnx/MNGt	70.0	76.5	75.4	69.8	74.5	80.0	75.3	73.2	80.5	75.7	65.2	58.7	71.1	73.1	69.2	76.5	75.1
th Vtt/MNGt	71.9	76.7	76.8	66.9	71.4	73.3	72.2	64.7	83.6	74.4	61.8	59.4	76.1	71.6	67.0	69.3	69.7
th Vtn/W	59.2	55.6	57.3	47.3	54.2	57.9	55.5	49.8	61.1	57.0	48.4	47.5	53.2	55.9	44.7	59.1	50.9
th Vtt/W	60.7	55.7	58.4	45.4	52.0	53.1	53.2	44.0	63.4	56.0	45.9	48.1	57.0	54.8	43.3	53.6	47.3

Base de données des 17 adolescentes témoins ayant participé à l'étude

Indicateur Vex/Vtn	0.481	0.423	0.415	0.421	0.413	0.401	0.406	0.394	0.422	0.410	0.414	0.408	0.424	0.412	0.408	0.400	0.413
Vin/Vtn	0.519	0.577	0.585	0.579	0.587	0.599	0.594	0.606	0.578	0.590	0.586	0.592	0.576	0.588	0.592	0.600	0.587
I Vex/Vin	0.928	0.732	0.710	0.727	0.704	0.671	0.682	0.649	0.730	0.694	0.707	0.689	0.736	0.702	0.689	0.666	0.703
I Vet/Vit	0.870	0.751	0.733	0.730	0.737	0.751	0.715	0.696	0.753	0.714	0.861	0.736	0.716	0.729	0.718	0.844	0.739
Vit/Vtt	0.535	0.571	0.577	0.578	0.576	0.571	0.583	0.590	0.570	0.583	0.537	0.576	0.583	0.578	0.582	0.542	0.575
Vet/Vtt	0.465	0.429	0.423	0.422	0.424	0.429	0.417	0.410	0.430	0.417	0.463	0.424	0.417	0.422	0.418	0.458	0.425
Prototype Poidst (kg)	34.9	56.9	49.6	64.3	50.7	56.2	52.6	77.7	38.6	34.4	40.1	70.2	46.5	45.6	59.0	30.0	58.1
Prototype Rinf (ohm)	649.0	489.0	510.0	603.0	557.0	529.0	552.0	664.0	462.0	573.0	748.0	544.0	516.0	587.0	575.0	702.0	553.0
Prototype Ret (ohm)	633.0	539.0	574.0	681.0	624.0	583.0	635.0	782.0	508.0	660.0	736.0	610.0	593.0	664.0	659.0	702.0	618.0
Prototype Vtt (ohm)	21.2	31.7	28.9	29.2	26.4	29.8	28.0	34.2	24.5	19.3	18.4	33.8	26.5	25.0	25.5	16.1	27.5
Prototype Vet (ohm)	9.9	13.6	12.2	12.3	11.2	12.8	11.7	14.0	10.5	8.0	8.5	14.3	11.0	10.5	10.7	7.4	11.7
Prototype Vit (ohm)	11.3	18.1	16.7	16.9	15.2	17.0	16.3	20.2	14.0	11.2	9.9	19.4	15.4	14.5	14.9	8.7	15.8
Prototype MNGt (kg)	29.5	41.3	37.7	43.6	36.9	40.7	38.8	52.9	29.3	25.9	29.8	56.8	34.8	34.9	38.1	23.2	39.4
Prototype MNGt (%)	84.5	72.6	76.0	67.8	72.8	72.4	73.8	68.1	75.9	75.3	74.3	80.9	74.8	76.5	64.6	77.3	67.8
Prototype MGt (kg)	5.4	15.6	11.9	20.7	13.8	15.5	13.8	24.8	9.3	8.5	10.3	13.4	11.7	10.7	20.9	6.8	18.7
Prototype MMt (kg)	27.6	39.2	35.7	41.5	34.8	38.6	36.8	50.1	27.8	24.6	28.3	53.8	33.0	33.1	36.1	22.0	37.4
Prototype CMOt (kg)	1.7	2.1	2.0	2.3	1.9	2.1	2.0	2.8	1.5	1.3	1.5	3.0	1.8	1.8	2.0	1.2	2.0
Masse cellulaire BCMt (kg)	17.8	25.6	23.4	29.2	23.6	25.8	25.1	36.1	17.3	16.5	19.7	39.5	21.9	22.5	25.5	14.6	25.7
% MGt	15.5	27.4	24.0	32.2	27.2	27.6	26.2	31.9	24.1	24.7	25.7	19.1	25.2	23.5	35.4	22.7	32.2
Xitron Rinf (ohm)	645.2	469.2	500.8	541.7	500.3	443.5	495.4	527.5	467.3	533.8	660.2	530.4	546.2	544.4	523.1	579.7	473.2
Xitron Rex (ohm)	854.8	663.3	726.5	770.8	732.3	677.2	745.0	829.4	665.5	794.1	969.3	791.1	769.9	798.1	779.5	891.8	693.0
Xitron Rix (ohm)	2630.7	1603.5	1612.5	1822.8	1579.0	1284.7	1478.1	1448.8	1569.3	1628.5	2070.4	1610.1	1879.2	1713.1	1590.3	1656.2	1492.0
Xitron Vtx (litre)	18.5	28.4	26.2	27.5	25.5	31.3	27.7	38.1	21.4	18.2	18.1	31.4	22.2	23.7	24.8	17.2	27.5

Base de données des 17 adolescentes témoins ayant participé à l'étude

Xitron Vex (litre)	9.9	13.4	11.8	12.8	11.4	13.1	11.9	15.2	10.0	8.0	8.0	13.6	10.5	10.5	10.8	7.1	12.2
Xitron Vix (litre)	8.6	15.1	14.3	14.7	14.1	18.2	15.9	22.8	11.5	10.2	10.1	17.8	11.7	13.2	14.1	10.1	15.2
Xitron MNGx (kg)	24.0	37.7	34.9	36.5	34.1	42.2	37.2	51.6	28.4	24.3	24.3	42.1	29.4	31.7	33.3	23.1	36.7
Xitron MGx (kg)	10.9	19.2	14.7	27.8	16.6	14.0	15.4	26.1	10.2	10.1	15.8	28.1	17.1	13.9	25.7	6.9	21.4
Xitron MMx (kg)	22.4	35.1	32.5	34.0	31.7	39.3	34.7	48.1	26.5	22.7	22.6	39.3	27.4	29.5	31.1	21.6	34.2
Xitron CMOx (kg)	1.6	2.6	2.4	2.5	2.3	2.9	2.5	3.5	1.9	1.7	1.6	2.9	2.0	2.2	2.3	1.6	2.5
Masse cellulaire BCMx (kg)	12.4	21.7	20.7	21.2	20.4	26.2	22.8	32.8	16.6	14.7	14.6	25.7	16.9	19.0	20.3	14.5	22.0
% MGx	31.2	33.8	29.7	43.2	32.8	25.0	29.2	33.6	26.3	29.2	39.5	40.0	36.7	30.6	43.5	22.9	36.9
Nouvelle Méthode Vtn (litre)	20.7	31.6	28.4	30.4	27.5	32.6	29.2	38.7	23.6	19.6	19.4	33.3	24.8	25.5	26.4	17.7	29.6
Nouvelle Méthode Ve (litre)	9.1	13.4	11.8	12.8	11.3	13.1	11.8	15.2	9.9	8.0	8.0	13.6	10.5	10.5	10.8	7.1	12.2
Nouvelle Méthode Vp (litre)	2.2	3.2	2.8	3.1	2.7	3.1	2.8	3.7	2.4	1.9	1.9	3.3	2.5	2.5	2.6	1.7	2.9
Nouvelle Méthode Vin (litre)	10.7	18.3	16.6	17.6	16.1	19.5	17.4	23.5	13.6	11.6	11.4	19.7	14.3	15.0	15.6	10.6	17.4
Nouvelle Méthode MNGn(kg)	28.2	43.2	38.9	41.5	37.5	44.5	39.9	52.9	32.2	26.8	26.5	45.5	33.8	34.8	36.0	24.2	40.4
Nouvelle Méthode MGn (kg)	6.7	13.7	10.7	22.8	13.2	11.7	12.7	24.8	6.4	7.6	13.6	24.7	12.7	10.8	23.0	5.8	17.7
Nouvelle Méthode MMn (kg)	26.6	40.7	36.6	39.1	35.4	41.9	37.6	49.8	30.4	25.2	25.0	42.9	31.9	32.8	34.0	22.8	38.1
Nouvelle Méthode CMO n (kg)	1.6	2.5	2.3	2.4	2.2	2.6	2.3	3.1	1.9	1.6	1.5	2.6	2.0	2.0	2.1	1.4	2.3
Réactance 50kHz	80.4	57.6	67.1	69.4	67.8	68.8	76.4	92.6	58.4	77.2	81.0	75.3	66.6	75.3	74.0	85.1	64.9
Résistance 50kHz	668.4	570.0	616.6	656.4	606.1	547.6	624.3	671.5	582.9	688.5	840.7	661.1	677.6	676.3	666.1	780.8	589.5
Phase angle PhA	6.9	6.3	6.2	6.0	6.4	7.2	7.0	7.9	5.7	6.4	5.5	6.5	5.6	6.4	6.3	6.2	6.3
Xcp	5636.1	5703.1	5731.4	6274.8	5485.4	4426.7	5178.7	4960.5	5876.0	6217.7	8808.1	5876.8	6958.8	6149.0	6067.9	7247.2	5420.9
TBK kotlerexp (mmol)	1901.9	2177.3	2078.6	2201.5	1986.5	2357.2	2171.2	3095.9	1581.1	1392.7	1424.6	2447.7	1757.5	1929.2	1796.7	1290.8	2011.9
BCM kotlerexp (kg)	15.8	18.1	17.3	18.3	16.5	19.6	18.1	25.8	13.2	11.6	11.9	20.4	14.6	16.1	15.0	10.8	16.8
TBKexp/H	12.2	13.4	13.0	13.4	12.8	14.6	13.6	16.7	11.1	10.2	9.8	14.4	11.5	12.3	12.1	9.4	13.1
TBKexp/H ²	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1

Base de données des 17 adolescentes témoins ayant participé à l'étude

BCM Leweling (kg)	16.5	22.1	20.0	22.7	19.8	23.2	21.9	31.6	14.8	13.9	14.7	30.8	17.4	18.7	20.4	12.3	21.0
Masse musculaire Wang (kg)	14.8	17.5	16.6	17.7	15.7	19.2	17.3	26.0	11.8	10.0	10.3	19.9	13.4	15.0	13.8	9.0	15.8
Mmus/BCMk	0.9	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0	0.9	0.9	0.9	1.0	0.9	0.9	0.9	0.8	0.9
Masse Cellulaire BCMn(kg)	16.6	27.3	24.8	26.3	24.0	28.8	25.7	34.6	20.4	17.2	16.9	29.3	21.4	22.3	23.2	15.7	25.9
BCMk/FM	2.9	1.2	1.5	0.9	1.2	1.3	1.3	1.0	1.4	1.4	1.2	1.5	1.3	1.5	0.7	1.6	0.9
BCMn	17.5	27.3	24.8	26.3	24.0	28.8	25.8	34.6	20.4	17.2	17.0	29.3	21.4	22.3	23.2	15.7	25.9
%BCM	47.2	38.9	40.3	35.3	39.1	41.3	41.6	40.7	38.4	40.5	36.7	43.9	37.4	41.0	34.6	41.0	36.1
ECM/BCM	0.8	0.9	0.9	0.9	0.9	0.8	0.8	0.7	1.0	0.9	1.0	0.8	1.0	0.9	0.9	0.9	0.9
BCMI/H ²	6.8	8.4	7.8	8.4	8.3	8.9	8.5	9.2	7.2	7.4	7.0	10.7	7.4	7.6	9.3	6.6	8.9
Phase angle PhA	6.9	6.3	6.2	6.0	6.4	7.2	7.0	7.9	5.7	6.4	5.5	6.5	5.6	6.4	6.3	6.2	6.3
Total body protein mass	6.1	7.1	6.7	7.2	6.4	7.5	7.0	9.8	5.1	4.5	4.7	8.4	5.8	6.2	6.0	4.2	6.6
BCm protein	4.1	7.0	6.4	6.8	6.2	7.5	6.7	9.0	5.2	4.4	4.4	7.6	5.5	5.8	6.0	4.1	6.7
BCMwang	17.5	20.0	19.1	20.3	18.3	21.7	20.0	28.5	14.5	12.8	13.1	22.5	16.2	17.7	16.5	11.9	18.5
BCM Leweling (%)	47.2	38.9	40.3	35.3	39.1	41.3	41.6	40.7	38.4	40.5	36.7	43.9	37.4	41.0	34.6	41.0	36.1
Ir	1.32	1.41	1.45	1.42	1.46	1.53	1.50	1.57	1.42	1.49	1.47	1.49	1.41	1.47	1.49	1.54	1.46

ANNEXE 4

Reconstitution du volume du bras :

Lb Longueur du bras

C1 Circonférence du biceps

C₂ Circonférence du poignet

Reconstitution du volume de la jambe :

Lj Longueur de la jambe

C1 Circonférence de la cuisse

C₂ Circonférence de la cheville

Reconstitution du volume du tronc :

Lt Longueur du tronc

C1 Circonférence du tour de poitrine

C₂ Circonférence du tour de hanche

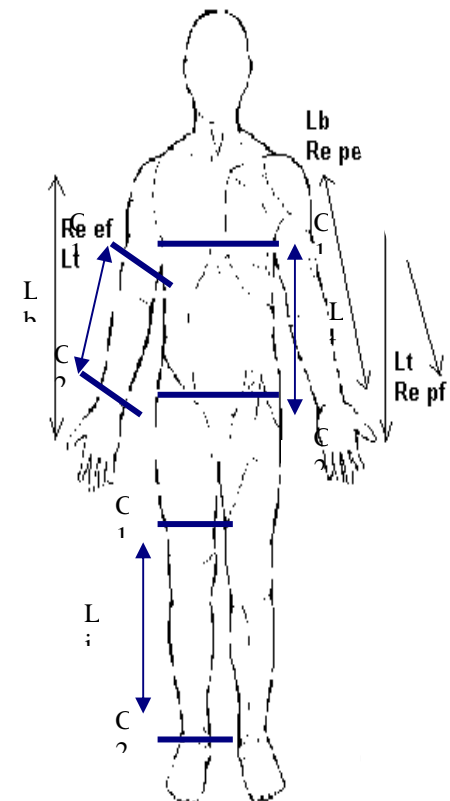


Schéma de prises de mesures pour la reconstitution des volumes des membres assimilés à des cylindres

ANNEXE 5

Détail des données relatives aux sujets souffrant d'œdèmes ou d'insuffisance veineuse

code	sexe	age	taille	poids	MG _t	MNG _t	Re _t	Repp _x	Rinf _t	Rinf _x	Repm _x	Ripm _x
O1	h	66	171	125.2	54.7	70.5	472	454.8	407.2	312.6	441.47	1070.5
O2	f	72	159	69.9	25.2	44.7	447	432	437.9	413.2	528	1900
O3	h	49	167	79.4	18.9	60.5	372	644	474.4	326.4	614	697
O4	h	77	168	80.2	19.1	61.1	530	566	475.7	412.3	613	1259
O5	h	52	176	96.7	24.5	72.2	309	363	323.3	304.4	391.5	1369
O6	h	67	165	89.8	25.8	64	437	444	401.7	390.7	554	1326
O7	f	72	156	81.5	34.2	47.3	302	297	275.7	354.6	451	1660
O8	h	53	178	85.9	12.6	73.3	194	204	178	338.2	480	1145
O9	h	83	172	65.8	8	57.8	418	434	382.4	409.4	578.5	1400
O10	f	71	160	100.6	51	49.6	317	347	265.4	357.8	528	1110
O11	h	70	176	155.5	64.1	91.4	217	230	188.6	275.2	407	850
O12	h	72	164	92.1	23.7	68.4	250	255	234.4	288.4	388	1123
O13	f	75	164	76.1	27.7	48.4	366	381	343.9	300.7	423	1040
O14	f	92	164	56.4	15	41.4	489	571	526.8	540.0	710	2255
O15	f	78	156	88.4	39.2	49.2	236	250	190.5	295.0	430.0	940

Détail des données relatives aux sujets souffrant d'œdèmes ou d'insuffisance veineuse

code	V_{e_x}	V_{e_t}	V_{i_n}	V_{i_t}	V_{t_n}	V_{t_t}	V_{e_x}/V_{i_n}	V_{e_t}/V_{i_t}	V_{e_x}/V_{t_n}	V_{e_t}/V_{t_t}	Th_{MNG_t}	Ir
O1	25.1	22.3	34.3	33.4	59.4	55.7	0.733	0.668	0.423	0.400	0.843	1.41
O2	16.2	16.1	19.7	20.3	36.0	36.4	0.823	0.793	0.451	0.442	0.805	1.28
O3	16.9	21.8	31.2	20.1	48.1	41.9	0.543	1.082	0.352	0.520	0.795	1.88
O4	17.5	17.4	24.1	24.9	41.6	42.3	0.729	0.698	0.421	0.411	0.681	1.49
O5	26.0	28.2	31.7	33.8	57.7	62.0	0.819	0.836	0.450	0.455	0.799	1.29
O6	18.4	20.1	25.3	28.0	43.7	48.0	0.727	0.717	0.421	0.418	0.683	1.42
O7	18.5	21.4	22.4	29.4	40.9	50.8	0.825	0.730	0.452	0.422	0.864	1.27
O8	22.0	37.6	30.5	52.5	52.5	90.1	0.721	0.716	0.419	0.417	0.716	1.42
O9	17.07	19.7	23.3	27.6	40.4	47.3	0.732	0.714	0.423	0.416	0.699	1.41
O10	18.5	23.0	26.6	34.8	45.1	57.8	0.696	0.662	0.410	0.398	0.909	1.48
O11	29.53	41.9	42.8	62.2	72.3	104.0	0.691	0.673	0.409	0.402	0.791	1.48
O12	23.38	29.1	30.2	39.7	53.6	68.8	0.775	0.734	0.437	0.423	0.783	1.35
O13	21.13	19.7	26.5	26.1	47.7	45.8	0.797	0.755	0.443	0.430	0.985	1.41
O14	12.93	14.7	16.3	16.5	29.2	31.2	0.795	0.891	0.443	0.471	0.705	1.31
O15	19.70	26.0	27.8	40.8	47.5	66.8	0.709	0.636	0.415	0.389	0.965	1.46

Résumé :

L'étude de la composition corporelle permet notamment le suivi des volumes en eau du corps, du taux d'hydratation, ainsi que celui de la masse grasse, de la masse musculaire et de la masse cellulaire active. La bioimpédance permet d'accéder à ces informations de façon non invasive, indolore et peu coûteuse. Notre objectif a été de développer de nouvelles fonctionnalités pour un prototype de pèse-personne impédancemètre, souhaitant apporter ainsi des outils complémentaires au personnel médical. Pour ce faire, nous avons étudié des populations d'enfants et d'adultes sains et pathologiques. Nous avons utilisé un impédancemètre multifréquence, un prototype de pèse-personne impédancemètre permettant d'obtenir en plus de la masse grasse, les résistances à basse et haute fréquence, ainsi qu'un DEXA. Nous avons ainsi développé des équations permettant au prototype de donner les volumes en eau extracellulaire et totale, en plus de la masse maigre du corps. Nous avons aussi confirmé l'intérêt de paramètres-tels que la phase ou la masse cellulaire pour le suivi de la dénutrition ou proposé de nouveaux indices tels que le rapport de la résistance extracellulaire sur la résistance à fréquence infinie. Nous avons aussi montré la fiabilité de l'impédancétrie pour le suivi de surcharges hydriques et des thérapies associées.

Mots-Clés : Impédancétrie multifréquence, Pèse-personne impédancemètre, Dénutrition, Anorexie mentale, Masse cellulaire active, Volumes hydriques, Phase, Surcharge hydrique

Summary :

Measurements of body composition permits the monitoring of water volumes, of the rate of hydration, as well as fat mass, muscle mass and body cell mass. Bioimpedance is a very convenient tool as it is non-invasive, painless and inexpensive. Our goal was to develop new functionalities for a prototype foot-to-foot impedancemeter, in order to bring additional tools to the medical staff. To this effect, we have studied populations of children and adults, healthy and pathological. We have used a multifrequency medical impedancemeter, a prototype foot-to-foot impedancemeter permitting to obtain fat mass, low and high frequency resistances, and Dual energy X-Ray absorptiometry. We have developed for this prototype equations giving extracellular and total body water volumes, in addition to lean body mass. We have also confirmed the importance of parameters such as the phase or body cell mass for monitoring malnutrition or proposed new indices such as the ratio of extracellular resistance to infinite resistance. We have also demonstrated the reliability of impedancemetry for monitoring excess water and associated therapies.

Keywords: Multifrequency bioimpedance, Foot-to-foot impedancemeter, Denutrition, Anorexia nervosa, Body cell mass, Water volumes, Phase, Overhydration