

Contribution à la caractérisation mécanique des critères de qualités du départ de la course vitesse sur 100 m Khalil Ben Mansour

▶ To cite this version:

Khalil Ben Mansour. Contribution à la caractérisation mécanique des critères de qualités du départ de la course vitesse sur 100 m. Sciences du Vivant [q-bio]. Université de Poitiers, 2008. Français. NNT: . tel-00385306

HAL Id: tel-00385306 https://theses.hal.science/tel-00385306

Submitted on 18 May 2009

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.

THÈSE

Pour l'obtention du Grade de DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ DE POITIERS

(Faculté des Sciences Fondamentales et Appliquées) (Diplôme National – Arrêté du 7 août 2006)

École Doctorale : Science pour l'ingénieur et aéronautique Secteur de Recherche : Biomécanique et Bio-ingénierie

> Présentée par Khalil BEN MANSOUR

* * * * * * * * * * * * * *

Contribution à la caractérisation mécanique des critères de qualités du départ de la course vitesse sur 100 m

* * * * * * * * * * * * * *

Directeur de thèse : Michel TAVERNIER Co-directeur : Floren COLLOUD

> Soutenue le 17 décembre 2008 Devant la commission d'Examen

JURY

Éric BERTON	Pr – Université de la Méditerranée	Rapporteur
Franck BARBIER	Pr – Université de Valenciennes	Rapporteur
Patrick LACOUTURE	Pr – Université de Poitiers	Examinateur
Béatrice FERRY	MCF – Université de Limoges	Examinateur
Arnaud GUÉVEL	Pr – Université de Nantes	Examinateur
Floren COLLOUD	MCF – Université de Poitiers	Examinateur
Michel TAVERNIER	MCF – HDR Université de Paris VI	Examinateur

Préambule

Ce travail a été réalisé au sein de l'équipe Mécanique du Geste Sportif du Laboratoire de Mécanique des Solide de l'Université de Poitiers¹. Les axes de recherche de l'équipe portent sur la modélisation du corps humain, l'analyse de son mouvement et le développement d'instruments de mesure et d'évaluation de la performance sportive. Dans la continuité de la politique de l'équipe Mécanique du geste sportif, ce travail vient pour répondre à un besoin exprimé par la Fédération Française d'Athlétisme². En effet, la FFA² souhaite disposer d'outils de mesure et de méthodes valides pour caractériser mécaniquement le geste du départ de course de vitesse et assurer un suivi longitudinal de ses athlètes.

Ainsi, la contribution de notre travail porte sur quatre points :

- Approfondissement de la connaissance de certains paramètres mécaniques qui caractérisent la performance au cours des différentes phases de cette course³;
- Estimation par modélisation de l'influence relative de la variabilité de chacun des paramètres étudiés sur la variabilité de la performance ;
- Proposition d'outils expérimentaux et conceptuels d'évaluation de la qualité de réussite d'une phase, afin d'aider l'entraîneur dans ses prises de décision ;
- Proposition d'une nouvelle méthode de solidification segmentaire pour une exploitation juste des données cinématographiques et l'application justifiée des principes de la mécanique des solides rigides.

¹ LMS : Laboratoire de Mécanique des Solides de l'Université de Poitiers, affilié au CNRS-UMR 6610 (www-lms.univ-poitiers.fr/)

² FFA : Fédération Française d'Athlétisme (www.athle.com/)

³ Bien que la course de 100 m soit un continuum, son étude mécanique nécessite une segmentation en différentes phases dont il convient de s'assurer de la continuité.

Une partie du développement instrumental (blocs de départ instrumentés) a été réalisée en collaboration avec Mathieu Boucher dans le cadre d'un programme d'aide au développement d'entreprise⁴ (pépinière d'entreprise) soutenu par l'ANVAR⁵. L'ensemble des essais a permis de définir les caractéristiques du capteur destiné à instrumenter les blocs de départ. La mise au point d'un tel outil métrologique a nécessité l'utilisation de moyens sophistiqués tant dans le domaine de l'extensométrie que celui de l'électronique. L'expérience de notre équipe dans ces domaines ainsi que la proximité d'un atelier d'électronique, ont favorisé le développement d'un capteur composite.

La conception et le développement d'un premier prototype de blocs de départ instrumentés a pu ainsi voir le jour dans les ateliers du LMS. Dans le cadre d'un transfert de technologie, le Centre Régional d'Éducation Populaire et Sportive Poitou-Charentes⁶ disposera prochainement d'une station d'évaluation *quasi* instantanée de la performance d'un départ de course vitesse.

La réalisation de ce travail à nécessité l'utilisation de plusieurs logiciels tels que :

- **Matlab**TM pour le calcul et le traitement des données expérimentaux ;
- **R** pour la réalisation des analyses en composante principales ;
- Logiciel CAO pour la conception des blocs de départ instrumentés ;
- **Ivan** pour le contrôle et l'acquisition des données dynamométriques ;
- **EVaRT** pour le contrôle et l'acquisition des données cinématographiques ;

Finalement, ce travail comportant deux parties, expérimentale et théorique, est le fruit de la richesse et de la diversité des équipes du Laboratoire de mécanique des Solides de l'Université de Poitiers.

⁴ SENSIX / FORCE-TORQUE SENSORS (www.sensix.fr)

⁵ ANVAR : agence nationale de valorisation de la recherche

⁶ CREPS : Centre Régional d'Éducation Populaire et Sportive Poitou-Charentes (http://91.121.103.176/site)

Remerciements



À MON ÉTERNELLE ÉPOUSE ET À MA LINA

En cette période de fin de thèse de doctorat, l'éloquence des trois langues que je connais est mise en défaut pour exprimer les sentiments que j'ai pour vous ... !

જીજી

À MA MÈRE ET MON PÈRE

Vous avez consacré votre vie à élever notre famille. Pour les sacrifices énormes consentis pour nous encourager et nous voir parvenir à nos fins.

Veuillez trouver dans ce travail le fruit d'une éducation pleine de bonté et d'indulgence.

છાજ

MONSIEUR MICHEL TAVERNIER

Vous m'avez fait bénéficier de vos expériences et de vos précieux conseils avec beaucoup de simplicité et d'aisance. Pour votre humanité et votre dévouement.

Veuillez trouver ici l'expression de ma profonde gratitude.

80CB

MONSIEUR FLOREN COLLOUD

Tous mes remerciements pour les encouragements, le soutient et les précieux conseils.

80CS

MONSIEUR PATRICK LACOUTURE

Vous m'avez bien reçu au sein de l'équipe, vous avez sans cesse œuvrez pour le bon déroulement de mes travaux, et l'instauration d'un climat favorable.

Veuillez trouver ici l'expression de mes remerciements les plus sincères.

80CS

AU JURY

MONSIEUR ERIC BERTON MONSIEUR FRANCK BARBIER MONSIEUR PATRICK LACOUTURE MADAME BEATRICE FERRY MONSIEUR ARNAUD GUÉVEL

Vous nous faites honneur de juger notre travail de thèse.

Veuillez trouver ici l'expression de notre reconnaissance.

80CS

Tables des matières



Préambule

Remerciement

Introduction générale

1^{ère} Partie. Analyse biomécanique de la course vitesse sur 100 m Situation du problème <7>

Chapitre I. La performance en course de vitesse sur 100 m <11>

1-Les phases d'une course de vitesse <13>

1.1-La phase du départ <14>

1.2-La phase d'accélération <17>

1.3-La phase de vitesse stabilisée <18>

1.4-La phase de décélération <19>

1.5-L'arrivé <19>

2-A propos de la mesure officielle de la performance lors de l'épreuve du 100 m <20>

2.1-Le chronométrage manuel <21>

2.2-Le chronométrage entièrement automatique <21>

3-Conclusion <3>

Chapitre II. Caractérisation mécanique de la qualité du départ de course vitesse <27>

1-Intérêt et limites des méthodes non invasives <28>

1.1-Les outils dynamométriques <29>

1.2-Les outils cinématographiques <30>

2-Choix de la méthode d'analyse <32>

3-Retour sur les conditions expérimentales en dynamométrie <34>

4-A propos de la quadrupédie du départ de course <35>

5- Conclusion <39>

2^{ème} Partie. Étude dynamométrique du départ de course de vitesse. Expérimentation et résultats <41>

Chapitre III. Matériel et méthodes <45>

1-Protocole expérimental <45>

1.1-Population étudiée <45>

1.2-Définition de l'espace géométrique <46>

1.3-Instrumentation <48>

2-Traitement des données numériques <50>

2.1-Conversion des tensions électriques <50>

2.2-Évaluation de la précision des mesures dynamométriques <51>

2.3-L'étude des actions mécaniques <52>

2.4-Détermination du torseur dynamique <53>

3-Description de l'état du centre de masse de l'athlète lors de la phase du départ <56>

Chapitre IV. Résultats et analyses <63>

1-Chronologie de la phase de départ <63>

- 1.1-Les instants de mise en action <65>
- 1.2-Les instants de décollage <70>
- 1.3-Les séquences du départ <71>
- 2-Étude des actions mécaniques lors du départ <72>

3-Cinématique du centre de gravité <76>

4-Caractérisation de la performance lors d'un départ de course vitesse <79>

4.1-Analyse en composante principales <81>

4.2-Interprétation de L'ACPN <83>

4.3-Analyse des relations intervariables <86>

5-Conclusion <91>

3^{ème} Partie. Développement d'outils de diagnostic de la performance <93>

Chapitre V. Caractérisation de la performance de départ de course vitesse sur 100 m <97>

1-Influence des positions initiale et finale du centre de gravité <98>

2-Influence du temps de réaction et de la durée de l'impulsion <98>

3-Influence de l'intensité de la vitesse d'éjection <99>

3.1- Élaboration du modèle <99>

3.2- Validation du modèle à partir de données expérimentales <101>

3.3-Influence de la variation des critères de simulation et de $V_{éject} < 103 >$

4-Influence de l'angle d'éjection <105>

5-Intérêts et limites du modèles cinématique de diagnostic de la performance <106>

Chapitre VI. Conception et développement d'un outil de terrain pour l'évaluation du départ de sprint <107>

1.1-Évolution des moyens instrumentaux <108>

1.2-Contribution à la mise en place d'un outil de terrain pour l'évaluation du départ <109>

2-Détermination des caractéristiques des dynamomètres <110>

2.1-Au niveau des pieds <111>

2.2-Au niveau des mains <113>

3-Influence de la mesure des actions de contacts des mains <114>

3.1-La méthode partielle <114>

3.2-La méthode approchée <116>

3.3-Discussion et analyse des différentes méthodes <120>

4-Conception et développement d'une station d'évaluation du départ de course de vitesse <122>

4.1-Principe de réglage de l'inclinaison du bloc instrumenté <124>

4.2-Étalonnage des blocs de départ instrumentés <125>

4.3-Contribution à l'analyse gestuelle <126>

4^{ème} Partie. Analyse cinématographique. Effets des méthodes de traitements <129>

Chapitre VII. Méthodes de traitement et d'analyse de la gestuelle de départ du sprint données cinématiques <133>

1-Capture du mouvement d'un départ de course vitesse <134>

1.1- Le modèle poly-articulé <136>

2-Positions et orientation des segments <139>

2.1-Approximation des repères anatomiques <140>

2.2-Approximation des centres articulaires <143>

3-Rigidité des segments du système poly-articulé <146>

3.1-Méthodes de minimisation des ADMP <147>

4-Effet de la méthode de solidification globale sur la définition des angles articulaires $<\!\!151\!\!>$

4.1-Définition des angles articulaires <151>

4.2-Effets de la méthode de solidification globale sur la définition des angles articulaires $<\!\!153\!\!>$

5-Position du problème des méthodes de minimisation des ADMP <156>

Chapitre VIII. Effet d'une procédure de solidification par récurrence sur la cinématique et dynamique articulaire <157>

1-Proposition d'une nouvelle procédure de solidification <157>

1.1-Effet de la PSR sur la configuration du système poly-articulé <160>

2-Analyse cinématique <164>

2.1-Procédures d'estimation des cinématiques segmentaire et globale <164>

2.2-Effets sur la cinématique : la PSR vs la PSG <166>

3-Analyse dynamique : modèle dynamique inverse <169>

3.1-Procédure d'estimation de la dynamique articulaire <169>

3.2-Effets sur la dynamique articulaire : la PSR vs la PSG <177>

4-Discussion <180>

Conclusion générale et perspectives <183>

Références bibliographiques <189>

Annexes <201>

Annexe 1 <203>

Analyse en composantes principales <203>

1.1-Étude de régression linéaire <213>

1.2-Standardisation des données : Centrage - Réduction <213>

Annexe 2 <217>

1-Analyse fonctionnelle <217>

1.1-Contrôle de la validité <218>

1.2-Définition des fonctions <219>

2-Caractéristiques des blocs de départ homologués <221>

Annexe 3 <223>

1-Principes de la métrologie <223>

2-Mise au point d'un capteur composite <224>

- 2.1-Propriétés mécanique du corps d'épreuves <224>
- 2.2-Principe de jauges de déformation <226>
- 2.3-Conditionnement et acquisition des signaux <228>

Annexe 4 <229>

1-Mesures cinématographique <229>

1.1- Le calibrage des caméras <229>

1.2-Acquisition des coordonnées 2D <230>

1.3-Calcul des données 3D <230>

1.4-Précision des données vidéo <231>

2-Effets de la méthode de solidification globale sur la définition des angles articulaires $<\!\!232\!\!>$

3-Effets de la PSR vs la PSG sur la dynamique articulaire <234>

Notations et acronymes

Notations mécaniques et mathématiques

A_{i/\Re_0}	Matrice 3x3 décrivant les accélérations angulaires
\vec{a}_i	Vecteur accélération linéaire du point <i>i</i>
\overrightarrow{F}_{O_i}	Vecteur des actions extérieures appliquées au point O_i
G	Centre de gravité
\mathcal{G}_{i}	Matrice de découplage du dynamomètre i
\vec{g}	Vecteur accélération gravitationnelle
H_{i/\Re_0}	Matrice 4x4 des accélérations angulaires et linéaires
J_{i}	Pseudo-matrice d'inertie du segment S_i
$\overrightarrow{\mathfrak{M}}_{O_i}$	Vecteur moment en O_i
т	Masse
\overrightarrow{OG}	Vecteur position du centre de gravité
$ec{\Omega}_i$	Vecteur vitesse angulaire du segment S_i
р	Probabilité statistique d'une différence significative
\overrightarrow{p}_A	Vecteur quantité de mouvement du point matériel A
${\it P}_{({\it Pesanteur/i})}$	Torseur d'action de la pesanteur sur le segment S_i
${\it P}_{(i+1/i)}$	Torseur d'action inter segmentaire du segment S_{i+1} sur S_i
$\vec{\mathcal{P}}$	Vecteur poids
R_i^{j}	Matrice de rotation 3x3 définissant l'orientation de \Re_j dans \Re_i
R	Coefficient de corrélation linéaire
R²	Coefficient de détermination
\vec{R}	Vecteur résultant des efforts extérieurs

\mathbb{R}_0	Référentiel du laboratoire
\mathcal{R}_{M}	Repère de référence d'un capteur composite instrumentant l'appui main
Rp	Repère de référence d'une plateforme de force
Si	Segment i
\mathcal{T}_{O_i}	Torseur au point O_i
t_i	Instant <i>i</i>
T_i^j	Matrice de roto-translation (4x4) définissant la situation de \Re_j dans \Re_i
\dot{T}_i^j	Matrice dérivée première de T_i^j
\ddot{T}_o^i	Matrice dérivée seconde de T_i^j
\vec{U}_i	Vecteur regroupant les tensions recueillies par dynamométrie
\vec{V}_{G}	Vecteur vitesse du centre de gravité
W_{i/\Re_0}	Matrice (4x4) des vitesses angulaires et linéaires

Acronymes

En trois dimensions
Analyse en Composante Principale
Artéfacts Dus aux Mouvements de la Peau
Conception Assistée par Ordinateur
Centre Régional d'Éducation Populaire et Sportive Poitou-Charentes
Fédération Française d'Athlétisme (www.athle.org)
International Association of Athletics Federation (Association Internationale
des Fédérations d'Athlétisme) (www.iaaf.org)
Institut Nationale du Sport et de l'Éducation Physique (www.insep.fr)
Laboratoire Mécanique des Solides (www-lms.univ-poitiers.fr)
Ministère de la Santé de la Jeunesse, des Sports et de la Vie associative
(www.sante-jeunesse-sports.gouv.fr)
Plateforme de Force
Procédure de solidification globale
Procédure de solidification par récurrence

Introduction générale



« Toute richesse diminue quand on en dépense, excepté le savoir qui croît lorsqu'on le répand » Al - Gazzâli (1058 – 1111)

En athlétisme, la course de vitesse sur 100 m génère des enjeux économiques en rapport avec l'engouement du public et des médias. Cette épreuve est devenue l'événement à ne pas manquer de toute compétition en athlétisme, quel que soit le niveau de celle-ci. La rude concurrence qui en résulte incite de plus en plus les athlètes et les entraîneurs à faire appel aux résultats de la Recherche Scientifique. Si la recherche pour le sport couvre tous les champs scientifiques, en mécanique les travaux portent tant sur le matériel que sur le mouvement de l'athlète afin de lui offrir des équipements à la pointe de la technologie et des outils d'entrainement pour améliorer sa performance.

Vu la complexité de la machine humaine, l'étude mécanique juste et fidèle de la performance sportive nécessite l'utilisation d'outils sophistiqués et de méthodes élaborées. Cela est nécessaire pour le suivi longitudinal d'une part, et la comparaison de la performance des athlètes entre eux, d'autre part.

Le travail présenté dans ce document a pour but de caractériser mécaniquement les critères de qualités du départ de la course vitesse sur 100 m ; ces objectifs font partie d'un travail conduit conjointement avec la Fédération Française d'Athlétisme dans le cadre d'une convention de recherche établi entre le Ministère de la Santé de la Jeunesse, des Sports et de la Vie associative et le Centre Régional d'Éducation Populaire et Sportive Poitou-Charentes.

Ce document est organisé en quatre parties composées chacune de deux chapitres. La première partie cerne les problèmes liés à la mesure et au choix des critères de qualification de la performance d'un départ de course de vitesse sur 100 m. La seconde partie propose des solutions rigoureuses à ces problèmes en approfondissant la connaissance des paramètres mécaniques de la phase du départ. La troisième partie présente des outils fiables et objectifs pour le diagnostic de la performance de départ en situation réelle de pratique. La quatrième partie traite de l'amélioration de la modélisation de systèmes poly-articulés dans le cadre de cette application fortement dynamique.

La première partie de ce document s'articule autour d'une analyse de la bibliographie tant sportive que scientifique de l'épreuve de course vitesse. Tout d'abord, notre attention se portera sur les études techniques et la règlementation de l'Association Internationale des Fédérations d'Athlétisme⁷ à propos de cette épreuve (chapitre I). Elle se concentrera plus particulièrement sur la phase de départ. Avant toute approche scientifique, l'analyse du geste du départ de course vitesse doit tenir compte du contexte général de pratique afin d'apporter des éléments pertinents de la performance s'inscrivant dans ce contexte. Ensuite, les études scientifiques traitant du départ de course de vitesse sont analysées (chapitre II). Cette analyse mécanique et surtout de prendre connaissance des critères de performance utilisés pour qualifier mécaniquement la qualité d'un départ de course vitesse. Une mise en perspective avec les concepts de la Mécanique Classique de cette littérature est réalisée dans ce chapitre.

Au cours de la deuxième partie, les approches expérimentale et théorique que nous adoptons pour l'analyse du geste du départ sont présentées (chapitre III). Le choix de dissocier les mesures dynamométriques au niveau des quatre appuis, lors de la position en quadrupédie du départ, se justifie par une volonté d'étudier la contribution de chaque appui, d'une part, et de mettre en évidence la nécessité de cette dissociation, d'autre part. Enfin, nous discutons les résultats issus de nos expérimentations (chapitre IV). Plus particulièrement, la méthode utilisée par l'IAAF pour la détection des faux départs est méticuleusement examinée afin de tester son efficacité. Des analyses quantitatives des paramètres dynamiques et cinématiques accessibles par dynamométrie sont également réalisées. L'ensemble des paramètres mécaniques définis est par la suite injecté dans une analyse en composantes principales afin de tester l'éventuelle possibilité de créer un ou plusieurs critères, en nombre réduit, permettant une interprétation objective et fiable de la performance de départ de course vitesse.

La troisième partie de ce document, vise à présenter une aide à l'entraînement en s'appuyant sur l'analyse quantifiée de la performance réalisée dans la partie précédente. Tout d'abord, un outil conceptuel permettant l'évaluation de la performance de course vitesse sur 100 m est proposé (chapitre V). Il s'agit d'une tentative de « convertir » en secondes un nombre limité de critères de performance, mesurés par dynamométrie, afin d'estimer le gain ou la perte en temps provoqué par une variation d'un ou des critère(s) en question. Ensuite, en complément à cet outil théorique, nous proposons un outil d'évaluation de la performance de

⁷ IAAF : International Association of Athletic Federation (www.iaaf.org)

départ reposant sur le principe d'extensométrie, (chapitre VI). Cet instrument a pour objectif d'offrir à l'entraîneur des informations précises dans un laps de temps très court afin de l'orienter dans le choix de ces décisions et consignes lors des situations réelles d'entraînement.

une La quatrième partie se basant sur analyse couplée des données cinématographiques et dynamométriques, débute dans un premier temps par les différentes étapes nécessaires à la modélisation de l'athlète par une chaîne cinématique de solides polyarticulés rigides (chapitre VII). Ainsi, les étapes définissant (i) la situation d'un segment dans l'espace tridimensionnelle, (ii) l'approximation des repères anatomiques et (iii) l'estimation des centres articulaires sont décrites. Le problème de rigidité des segments, étant toujours d'actualité, deux procédures de solidification sont testées. Le choix de ces deux procédures parmi d'autres est guidé par la fréquence de leur utilisation. Elles sont le plus souvent adoptées dans le cadre de l'étude de la marche humaine. Par conséquent, il importe de tester leur efficacité pour un mouvement « explosif » tel que le départ de course vitesse. Dans un second temps, cette partie se concentre sur une nouvelle procédure que nous avons développée afin d'apporter notre contribution à ce problème de rigidité des segments (chapitre VIII), Étant plus simple à mettre en œuvre, car adoptant une écriture synthétique, son effet sur l'estimation de la cinématique segmentaire et la dynamique articulaire est alors étudié.

Ce document se termine par une conclusion générale qui comprend un rappel des principaux résultats au regard des objectifs initiaux annoncés. Enfin, les perspectives que laisse présager ce travail sont présentées.

Première partie

Analyse biomécanique du départ de course vitesse sur 100m

Situation du problème



Cette première partie est une revue de littérature technique et scientifique pour l'introduction à la caractérisation mécanique des critères de qualités du départ de la course de vitesse.

Le premier chapitre de ce manuscrit (§-I) défini et traite la performance en course de vitesse sur 100 m à partir de deux points de vue, celui de l'« homme de terrain », et celui en référence aux codifications fédérales instaurées par l'IAAF⁸. L'évolution de la performance ainsi que du matériel et matériaux sont décrits. Les différentes phases de la course sont exposées pour revoir et discuter des moyens techniques et instrumentaux utilisés par l'IAAF afin de quantifier la performance sur 100 m course de vitesse.

Le deuxième chapitre (§-II) expose les différents outils et méthodes adoptés dans la littérature scientifique pour la caractérisation mécanique du départ de course vitesse. Suite à une présentation des intérêts et limites des différentes méthodes employées, les critères adoptés par différents auteurs sont exposés afin de discuter de leur pertinence.

⁸ IAAF : International Association of athletics Federation (www.iaaf.org)

Chapitre I

La performance en course de vitesse sur 100 m

Selon le Petit Robert le mot « performance » signifie un *résultat chiffré obtenu dans une compétition (par un athlète, un groupe d'athlètes)*. Cette performance constitue l'objectif de tout athlète ou entraîneur. En athlétisme, lors des épreuves de course ou de marche, la performance est quantifiée par la mesure du temps qui s'écoule entre le signal de départ et l'arrivée de l'athlète. La meilleure performance est donc celle où l'athlète réalise l'épreuve dans le délai le plus court.

L'évolution de la performance des premiers Jeux Olympiques Modernes (Athènes 1896) à nos jours montre une nette amélioration. Le record du monde au 100 m course de vitesse a évolué de 12 s à 9,69 s (record réalisé par le Jamaïcain Usain Bolt lors des JO⁹ de Pékin 2008). L'évolution des records (figure1) est en partie la conséquence de l'amélioration de la précision et de la justesse des moyens de mesures. Jusqu'en 1964 (JO de Tokyo), le chronométrage était « manuel ». Pour qu'une performance soit officiellement homologuée, trois chronométreurs étaient requis. À partir de cette date, l'IAAF adopte le chronométrage automatique (figure1) qui remplace le chronométrage manuel lors des rencontres internationales.

⁹ JO : Jeux Olympiques



Figure 1 Meilleures performances en course de vitesse homme et femme sur 100 m lors des différents JO de 1896 à 2004

Ce haut niveau de performance requiert de la part des athlètes des efforts musculaires brefs et intenses. Outre les qualités physiques propres des athlètes, cette performance bénéficie régulièrement de l'avancement de l'ingénierie et des connaissances scientifiques. Ainsi, plusieurs études reposant sur des méthodes accéléromètriques et/ou dynamométriques [Laco 84 ; Tril 87 ; Cox 03 ; Gera 03] montrent tout l'intérêt de caractériser les différents types de sols sportifs en qualité de friction, d'amortissement, de déformation maximale et de réponse aux appuis dynamiques (temps de contact et coefficient de restitution en énergie du matériau).

La qualité des appuis est sans doute un des paramètres externes qui influence directement la performance de l'athlète, mais aussi qui peut être sources de blessures. Dès les JO de Mexico (1968), la piste en cendrée est remplacée par une piste synthétique en gomme caoutchoutée « Tartan » (figure1). Ce revêtement uniforme, perméable à l'eau, antidérapant, élastique et résistant à l'usure a permis à l'athlète Jim Hines de réaliser le premier temps sur 100 m, inférieur à 10 s (9,95 s).

Ainsi, pour effectuer la meilleure performance, il ne suffit plus d'avoir un maillot collant aérodynamique et des chaussures ultralégères (100 g la paire) équipées d'une semelle en carbone et des crampons en magnésium en forme de Z qui optimisent l'adhérence. Sans s'aventurer dans la science fiction, que penser de la performance de l'athlète Sud-Africain Oscar Pistorius dont les prothèses en carbone lui donnent une vélocité égale à celles des meilleurs athlètes actuels?

1- Les phases d'une course de vitesse

Si la course de vitesse est, du départ à l'arrivée, un continuum ; il est pratique d'identifier différentes phases, ne serait-ce que pour évaluer les phases pour lesquelles la variabilité de la performance peut encore permettre la réalisation d'un nouvel exploit. Les différentes phases de la course ont déjà été identifiées. On les retrouvent pour une part dans le règlement de course, et pour l'autre part, dans les études cinématiques menées lors de compétitions internationales.

Le règlement de la course de vitesse sur 100 m figure dans la Section III du Chapitre 5 du règlement des compétitions instaurée par l'IAAF. Ce règlement présente la codification technique des compétitions en dix sections. Elles concernent les courses, les concours, les épreuves combinées, les épreuves en salles... L'épreuve de la course de vitesse sur 100 m fait partie de la section des courses qui comprend onze règles (de la règle 160 à la règle 170).

La course de vitesse sur 100 m se dispute en couloir droit, corde à gauche sur une piste standard de 400 m. Chaque athlète doit garder, du départ à l'arrivée, le couloir qui lui est attribué faute d'être disqualifié. Chaque couloir mesure 1,22 ±0,01 m de largeur et il est marqué par des lignes d'une largeur de 0,05 m. La piste doit pouvoir compter huit couloirs.

Il est possible de distinguer parmi les onze règles du règlement, trois groupes qui identifient trois phases de l'épreuve de vitesse sur 100 m, à savoir : le départ, la course et l'arrivée.

Au cours des Championnats du Monde de Rome (1987) [Mora 88] et de Tokyo en (1991) [Ae 92], la vitesse de course sur 100 m a été mesurée par intervalle de 10 m. Lors des Championnats du Monde d'Athènes (1997) [Müll 97], c'est la vitesse instantanée du coureur qui a été mesurée en exploitant l'effet Doppler d'un faisceau laser. Ces investigations mesurent le déplacement des athlètes suivant le seul axe antéropostérieur (figure2). Elles montrent trois phases caractéristiques de la course de vitesse : une première phase d'accélération initiale jusqu'à 30-50 m, une deuxième phase de course de vitesse maximale (maintenue approximativement constante dans la mesure du possible) et une dernière phase de décélération (plus ou moins importante) dans les 20 derniers mètres.



Figure 2 Vitesse de course moyenne enregistrée tous les 10 m du vainqueur des Championnats du Monde du 100m homme (Carl Lewis 9,86 s) Tokyo 1991, d'après [Ae 92]

Ainsi, en tenant compte des phases de départ et de l'arrivée, il devient possible de séquencer la course de vitesse sur 100 m en 5 phases (figure3).



Figure 3 Décomposition en 5 phases de la course de vitesse sur 100 m

1.1-La phase du départ

Au cours des premiers JO Modernes (Athènes 1896), chaque athlète adopte empiriquement une posture de départ afin de pouvoir démarrer sa course le plus rapidement possible. À la recherche de la position optimale, certains optent pour une position de face ou de profil, debout avec le buste légèrement incliné ou les bras écartés avec les genoux fléchis, d'autres se mettent en position accroupie avec les deux mains sur le sol comme le fait Thomas Burke, le vainqueur de l'épreuve du 100 m (figure4).



Figure 4 Départ du 100 m homme aux JO de la I^{ère} Olympiade Athènes 1896

Cette position rappelle celle adoptée par l'australien Black Samuel en 1870. Il met un genou à terre en s'appuyant sur une main afin d'imiter le Kangourou d'où son nom *Kangaroo Start*. Dix huit ans plus tard, le départ accroupi position penchée *Crouching Start* est imaginé par l'entraîneur Murphy et son athlète Charles H. Sherryl (USA 1888). Dans un premier temps, ce type de départ a été jugé irrégulier par le comité d'athlétisme. Au début du 20^{ème} siècle, l'entraineur Walter Christie met au point le départ moderne (position quadrupédique en appui sur les mains). Son athlète Forest Smilthon fut, à cette époque (1908), le coureur le plus rapide des Etats Unis d'Amérique sur 60 m.

Les athlètes qui se mettent en quadrupédie sont contraints de creuser des trous dans le sol pour positionner leurs pieds (figure5.a). C'est le cas de Jesse Owens (figure5.b) qui égala le record du monde et le record olympique en remportant la finale de l'épreuve du 100 m, lors des JO de Berlin (1936).



Figure 5 (a) Athlète creusant les trous de départs (b) Au premier plan, départ de J. Owens, le futur vainqueur de l'épreuve 100 m homme, JO de Berlin 1936

Ce n'est qu'en 1930 que des engins appelé *blocs de départ* (figure6) également désignés par le terme anglo-saxon *starting blocs* font leur entrée dans l'athlétisme.



Figure 6 Différents blocs de départ utilisés actuellement sur les pistes d'athlétisme

Dès leur apparition, ces engins ont fait l'objet de plusieurs études. Il s'est avéré que leur emploi, contrairement aux habituels trous creusés dans la piste, contribue à une meilleure stabilité de l'athlète et lui permet de positionner ses pieds à la même hauteur que la piste, ce qui favorise la projection de son centre de gravité vers l'avant plutôt que vers le haut [Bend 34 ; Dick 34]. Les blocs de départ sont officiellement employés pour la première fois en 1948 lors des JO de Londres (figure7).



Figure 7 Départ du 100 m homme. JO de Londres 1948

Dès cet évènement, l'IAAF exige l'adoption de la position quadrupédique et l'utilisation des blocs de départ lors de toutes les courses d'une distance allant jusqu'à 400 m inclusivement, ainsi que pour le premier parcours des courses de relais 4×200 m et 4×400 m.

L'IAAF n'autorise que l'emploi des blocs de départ permettant à l'athlète de régler l'inclinaison et l'écartement antéropostérieur des blocs par rapport à la ligne de départ (figure8).



Figure 8 Position quadrupédique dans les blocs avec possibilité de réglage de l'inclinaison (A1 et A2) et de la distance entre le bloc arrière et avant (D1) et le bloc avant et la ligne de départ (D2)

Le geste de départ se déroule durant un temps très court (0,3 à 0,4 s) [Baum 76 ; Fort 05 ; Harl 97 ; Henr 52]. Il est possible de distinguer quatre étapes successives caractérisant cette phase (figure9).



Figure 9 Décomposition du départ. t_s : signal du départ, t_a : début de l'action, t_{em} : décollage des mains, t_{epr} : décollage du pied arrière, t_e : éjection de l'athlète

- <u>La position « Prêt »</u> est la position initiale de départ, au cours de laquelle l'athlète est
 « au repos » en quadrupédie dans les blocs de départ jusqu'à l'instant du signal de départ (t_s);
- Le temps de réaction inclut le temps mis par le signal de départ (t_s fig9) pour parvenir à l'organe sensoriel de l'athlète, et le temps de latence que met l'athlète pour répondre à ce signal. Ce temps de réaction diffère d'une étude à une autre : il est d'environ 120 ms pour Mero (1992) et plus récemment Davila (2006) l'estime à 140 ms. Les données actuelles ne permettent pas de fixer avec précision le temps minimum qui définit un faux départ [Mero 92 ; Davi 06] ;
- <u>L'impulsion¹⁰</u> s'étend de l'instant de début de son action (t_a figure9) dans les blocs jusqu'à l'instant de son éjection (t_e figure9). Au cours de cette étape qui dure 0,31 0,37 s pour les élites [Harl 97], la vitesse du centre de gravité du coureur croît jusqu'à 3.9 m/s à l'éjection [Baum 76 ; Copp 89 ; Mero 83 ; Mero 88 ; Mero 90 ; Mero 92] ;
- <u>L'éjection</u> correspond à l'instant où le pied avant de l'athlète quitte le bloc de départ (t_e figure9). À partir de cet instant, l'athlète est en phase aérienne jusqu'à la pose suivante de son pied arrière au sol pour débuter la course. Pour les élites, la durée moyenne de cette première phase aérienne varie de 60 à 70 ms [Harl 97] ; la variation de la position du centre de gravité est de l'ordre de 0,3 m [Natt 06].

1.2-La phase d'accélération

La phase d'accélération débute dès que l'athlète pose son pied (pied arrière) au sol juste après son éjection des starting blocs. À partir de cet instant, il doit accélérer son centre

¹⁰ Selon Le Petit Robert le terme « impulsion » désigne: l'action de pousser. Elle se rapporte généralement à un phénomène intense et de courte durée. En mécanique l'impulsion est le produit de la force par son temps d'application. Cette dernière notion correspond à la variation de la quantité de mouvement. Les entraîneurs lui préfèrent souvent le terme de « poussée ».
de gravité le rapidement possible. Il réalise ainsi un gain de vitesse d'environ 8 m/s sur les 30 à 50 premiers mètres [Mero 92].

Au cours de cette phase d'accélération, l'amplitude et la fréquence des foulées augmentent progressivement alors que le temps de contact des pieds avec le sol diminue. Une foulée est la succession d'un appui et d'une phase aérienne (figure10) (contrairement au pas de marche qui se caractérisent par des phases de simple et double appui sans phase aérienne). Deux foulées successives constituent un cycle de course.



Figure 10 Vue sagittale de la course à pied : cycle et foulée de course

Au cours des dix premiers mètres, la fréquence moyenne et l'amplitude moyenne représentent respectivement 80% et 50% de leurs valeurs maximales atteintes au cours de la course [Natt 06]. Il est usuel, en première approximation d'associer la vitesse du coureur aux valeurs de la fréquence et de l'amplitude de la foulée. Ainsi, sur le terrain, la vitesse de course V est estimée par le produit de l'amplitude A_{mp} et la fréquence F_{req} de la foulée $V = A_{mp} \times F_{req}$. La fréquence est l'inverse de la somme du temps de contact t_c de l'appui et de l'envol t_v d'où $F_{req} = (t_c + t_v)^{-1}$. La littérature technique considère que : pour acquérir la plus grande vitesse, l'athlète doit trouver la plus grande amplitude de foulée compatible avec la fréquence la plus élevée pour atteindre un optimum qui définit sa vitesse stabilisée.

1.3-La phase de vitesse stabilisée

La phase de vitesse stabilisée correspond à la vitesse maximale de course pendant laquelle l'amplitude et la fréquence des foulées atteignent leurs valeurs optimales ; les coureurs confirmés peuvent atteindre une vitesse maximale de l'ordre de 10 à 12 m/s.

L'amplitude de la foulée est alors d'environ 2 à 2,6 m pour une fréquence de 5 Hz. Le temps de contact représente 40% et la phase aérienne représente 60% de la durée totale de la foulée [Alla 00 ; Coh 02 ; Dick 89]. Tout au long de cette phase, le coureur essaie de conserver une allure régulière de course jusqu'à la ligne d'arrivée.

D'un point de vue descriptif, l'étude de ce mouvement cyclique différencie deux techniques de course : la technique du *cycle avant* et celle du *cycle arrière* (figure11). Les caractéristiques de ces deux techniques peuvent être définies en suivant la position instantanée d'un point situé au niveau du pied de l'athlète (par rapport à un repère associé à son bassin) lors d'un cycle de course. Cette démarche permet de reconstruire un diagramme appelée *poulaine* (figure11) dont la forme caractérise la technique adoptée.



Figure 11 Deux techniques de course, cycle avant et cycle arrière

La technique du *cycle avant* est principalement adoptée par les experts tandis que les novices privilégient la technique du *cycle arrière* [Natt06].

1.4-La phase de décélération

Cette phase observée chez certains coureurs, n'a pas, à notre connaissance, fait l'objet d'études particulières. Elle ne sera pas prise en compte dans cette étude. Ce choix sera justifié ultérieurement (§-V.2.1).

1.5-L'arrivée

L'arrivée de la course est désignée par une ligne blanche de 0,05 m tracée sur la piste et perpendiculaire aux couloirs. Les concurrents sont classés dans l'ordre dans lequel *une partie quelconque du corps de l'athlète (c'est-à-dire le torse mais pas la tête, le cou, les bras, les jambes, les mains ou les pieds) atteint le plan perpendiculaire au bord le plus proche de la ligne d'arrivée* (Règle 165.5).

2-A propos de la mesure officielle de la performance lors de l'épreuve du 100 m

Le départ est décomposé en trois étapes obligatoires (figure12) énoncées dans la règle 162 de l'IAAF et ordonnées par le Starter¹¹, comme suit :

- À vos marques : l'athlète doit s'approcher de la ligne de départ en gardant une position complètement à l'intérieur du couloir qui lui a été attribuée et derrière la ligne de départ. Les deux mains et au moins un genou doivent être en contact avec le sol et les deux pieds en contact avec les blocs de départ ;
- *Prêt*: l'athlète doit prendre immédiatement sa position de départ tout en gardant le contact de ses mains avec le sol et de ses pieds avec les plaques des blocs ;
- *Coup de pistolet* ou signal d'un autre appareil approuvé : l'athlète est autorisé à partir.



Figure 12 Les différentes phases du départ (Vue de profil)

Après avoir pris sa position complète et finale de départ, un athlète n'est autorisé à commencer son mouvement de départ qu'après le coup de feu ou le signal d'un appareil de départ homologué. Si de l'avis du Starter ou des Starters de Rappel, un athlète ne respecte pas cette obligation, il sera averti et son départ sera considéré « Faux ».

Cette règle a été appliquée pour la première fois aux JO de Paris en 1924 afin de pénaliser les athlètes qui anticipent le coup de pistolet de départ. La réglementation actuelle des faux départs considère que cette infraction est commise lorsque :

- un athlète n'observe pas l'obligation du commandement « À vos marques » ou « Prêts », selon le cas, dans un délai raisonnable ;
- un athlète après le commandement « À vos marques », dérange les autres participants à la course en faisant du bruit ou de toute autre manière ;

¹¹ Le Starter est l'un des juges de course qui a pour mission d'ordonner les trois phases du départ

 Lorsqu'un appareil de détection de faux départs approuvé... détecte un faux départ (c'est-à-dire lorsque le temps de réaction est inférieur à 100/1000^{ème} de seconde)...

Jusqu'à 2003, la réglementation de l'IAAF autorisait un seul faux départ par athlète. Depuis cette date, un seul faux départ par course est autorisé. Au deuxième faux départ, peu importe l'athlète qui le commet, il sera éliminé. Cette règle est actuellement contestée.

À partir des JO de Stockholm (1912), la vitesse du vent est prise en compte pour l'homologation des records. Elle est mesurée à l'aide d'un anémomètre placé le long de la piste (à 50 m de l'arrivée) pendant dix secondes à partir de l'instant du signal de départ. Pour homologuer un record, la vitesse du vent ne doit pas dépasser 2 m/s.

2.1- Le chronométrage manuel

Les performances sont évaluées en utilisant des appareils de mesures actionnés manuellement ; les temps sont lus au 1/10^{ème} de seconde supérieure. La règle 165.5 précise que *le temps sera pris à partir du moment où le chronométreur voit la flamme ou la fumée du pistolet* ... La performance du vainqueur de l'épreuve est prise par trois chronométreurs officiels et un ou deux chronométreurs supplémentaires. Le temps pris en compte est défini par la règle 165.9 qui précise que si deux des trois chronomètres officiels s'accordent et que le troisième diffère ; le temps indiqué par les deux chronomètres concordants sera le temps officiel. Si les trois chronomètres diffèrent, le temps officiel sera celui qui est donné par le chronomètre intermédiaire. Si seulement deux temps sont disponibles et qu'ils diffèrent, le temps le plus long sera le temps officiel.

2.2-Le chronométrage entièrement automatique

Le chronométrage entièrement automatique utilisant le système de photographie d'arrivée doit être déclenché par le pistolet du Starter pour enregistrer et imprimer automatiquement une image prise par une caméra alignée sur la ligne d'arrivée. Le temps est lu sur la photographie d'arrivée au 1/100^{ème} de seconde supérieure.

La méthode de chronométrage manuelle dépend du temps de réaction des chronométreurs qui, étant à proximités de la ligne de départ, doivent synchroniser manuellement le début de la mesure du temps avec le signal de départ jusqu'à l'arrivée de l'athlète. Cette méthode continue d'être approuvée par l'IAAF qui toutefois n'homologue que les records chronométrés par la méthode automatique. Certes, l'automatisation du chronométrage résoud le problème de synchronisation des signaux, cependant un autre

problème persiste. Il est dû à l'imprécision du texte de la règle 165.5 (§-I.2.5) qui rend la détermination de l'instant d'arrivée de l'athlète dépendante de l'appréciation subjective du Juge Chef de la photographie (photofinish).



Figure 13 L'appréciation de la photo finish. D'après Piasenta [Pias 94]

Compte tenu de l'imprécision de cette règle (« torse », terme très vague), Piasenta (1994) démontre un désaccord entre les réponses avancées par les spécialistes du chronométrage automatique lorsqu'il s'agit d'apprécier à partir de la photofinish (figure13) l'instant d'arrivée de chaque athlète [Pias 94].

De plus, l'IAAF approuve l'utilisation de deux systèmes différents pour l'émission du signal de départ. Le premier système *pistolet sonore* est employé pendant les JO. Il consiste à recueillir le son émis par le pistolet avec un microphone pour le transmettre électriquement aux haut-parleurs fixés juste à l'arrière des blocs de départ. Le deuxième système, *pistolet silencieux*, est employé lors des championnats du monde, il comprend un pistolet silencieux qui envoie une impulsion électrique aux haut-parleurs qui eux émettent le son du signal de départ.

Les deux systèmes devraient être équivalents. Cependant, en pratique, ce n'est pas le cas. Le système fonctionnant avec un *pistolet silencieux* est plus efficace. Dapena (2005) compare les temps d'éjection des athlètes lors des finales 4×100 m aux JO d'Atlanta 1996 utilisant le *pistolet sonore* et les Championnats du Monde à Goeteborg 1995 utilisant le *pistolet silencieux* [Dape 05]. Les temps d'éjection à Göteborg sont très proches les uns des autres alors qu'à Atlanta ils sont ordonnées en fonction du couloir de départ (figure14).



Figure 14 Les temps d'éjection lors des JO Atlanta (1996) et des Championnats du Monde à Göteborg (1995) [Dape 05]

En connaissant l'emplacement du starter par rapport à chaque athlète, la vitesse du son (349 m/s à 30 degré Celsius) et le temps de réaction approximatif, l'auteur dresse un modèle pour prédire le temps d'éjection de chaque athlète (figure15).



Figure 15 Les temps d'éjection lors des JO Atlanta (1996) et des Championnats du monde à Göteborg (1995) avec une superposition du modèle de prédiction des temps d'éjection [Dape 05]

La correspondance entre le modèle de prédiction des temps d'éjection et les temps d'éjection réels montre que les athlètes démarrent leur mise en action au coup de *pistolet sonore* plutôt qu'au signal donné par les hauts parleurs fixés juste derrière eux. Ce constat est appuyé par d'autres comparaisons effectuées entre les rencontres Olympique et mondiale telles que celles d'*Athènes 2004* et de *Paris 2003*. Toutefois, le fait que les athlètes démarrent au coup de *pistolet sonore* au lieu de démarrer au son émis par les haut-parleurs demeure inexpliquée.

Un autre point relevant du domaine de la précision de la mesure sollicite l'attention. Dans le cadre de l'appréciation de la performance, il importe de définir la manière dont un faux départ est évalué. Rappelons qu'un faux départ est réalisé lorsque le temps de réaction d'un athlète est inférieur à $1/10^{\text{ème}}$ de seconde. La précision avec laquelle le temps de réaction d'un athlète est mesuré dépend du choix du seuil défini par l'opérateur. Ce seuil représente la valeur limite à partir de laquelle l'instant du début de l'action de l'athlète dans les blocs est défini. La figure ci-dessous (figure16) représente une variation instantanée typique de la résultante des forces exercées au niveau des pieds lors d'un départ de sprint. Les forces exercées au niveau de chaque pied sont mesurées distinctement par l'intermédiaire de deux plateformes de forces dont la précision est de ± 4 N.



Figure 16 Variation typique de la résultante des forces horizontale exercée sur les blocs de départ et détermination de l'instant de début de l'action de l'athlète suivant différents seuil (S1, S2, ..., S5, ...)

Au cours des compétitions internationales, l'IAAF exige la détection des faux départs en utilisant soit des accéléromètres soit des capteurs de forces. Ces outils fixés sur les blocs de départ doivent détecter les variations de la quantité de mouvement de l'athlète ou de la résultante des forces exercée sur les blocs. L'instant de début de l'action de l'athlète (t_a) est défini lorsque la variation de la grandeur mesurée atteint un seuil donné.

Avant le départ, le coureur n'étant pas parfaitement immobile, la fonction Force = f(t) n'est pas complètement constante. Il reste donc une incertitude non négligeable sur la définition de l'instant de départ. Cette incertitude dépend aussi de la méthode d'analyse de la fonction f(t). Il est donc important de déterminer l'influence du choix du seuil sur la détection des faux départs (§-IV.1.1).

3-Conclusion

L'appréciation de la performance sur 100 m doit être effectuée en respectant la codification énoncée par l'IAAF et dont les principales règles ont été décrites dans ce chapitre (§-I.2). Ces règles sont établies afin de permettre le bon déroulement de l'épreuve et surtout pour permettre une appréciation la plus juste et la plus précise possible de la performance de chaque athlète. Cependant, les moyens et méthodes d'appréciation de la performance des athlètes présentent quelques failles. Il serait souhaitable d'y remédier.

Contrairement aux outils de mesures officiels de la performance *in situ*, les mesures réalisées dans le cadre d'une étude mécanique se veulent plus justes et plus précises. Ainsi, au cours du quatrième chapitre (§-IV.1.1) différentes approches d'estimation de l'instant de mise en action sont décrites afin d'évaluer leurs influences respectives sur la détermination d'un faux départ. Dans le chapitre suivant (§-II), sont exposées les études mécaniques qui caractérisent le départ en utilisant diverses grandeurs (critères). Une analyse de la pertinence de ces grandeurs souligne les limites de ces études pour la qualification du geste de départ.

Chapitre \mathbf{II}_{-}

Caractérisation mécanique de la qualité du départ de course de vitesse

L'accomplissement d'une bonne performance lors d'une course de vitesse sur 100 m est souvent rattaché à la qualité « explosive » de l'athlète. Le terme « explosive » est couramment employé dans le langage technique pour décrire une des qualités physiques d'un athlète. Il est adopté ici pour désigner le fait de déplacer une masse donnée en un minimum de temps.

Dans le cadre de l'appréciation de « l'explosivité » d'un athlète, plusieurs tests qui reposent sur des fondements théoriques de la physiologie de l'exercice ont été conçus. Leurs protocoles consistent à apprécier la performance accomplie lors d'une tâche standardisée à partir de :

- méthodes invasives (biopsie musculaire, prélèvements sanguins) qui déterminent les propriétés contractiles des muscles, mesurer la lactatémie, le pH sanguin ;
- méthodes non invasives telles que des examens électromyographiques qui renseignent directement sur l'activité électrique d'un groupe musculaire ou des tests indirects comme ceux de *Margaria-Kalamen* et *Sargent*. Ils offrent une estimation indirecte de la puissance des membres inférieurs lors d'une course en montant les marches d'un escalier (*Margaria-Kalamen*) ou lors d'un saut vertical (*Sargent-test*). Ces deux tests

sont les plus répandus. Ils ont déjà fait l'objet de critiques sévères dans les travaux de El Mouahid (2001) qui précise que *les résultats évoqués pour calculer la puissance générée par l'athlète ne correspondent nullement aux travaux des forces internes* [Moua 01].

La finalité de ces tests est d'évaluer le plus précisément possible les réponses de l'organisme à un exercice donné. Toutefois, ils ne renseignent pas sur la coordination, le niveau d'efficacité et l'efficience motrice de l'athlète [Broo 94; Houe 04]. Il est par conséquent nécessaire, pour affiner l'évaluation de la performance, d'analyser le mouvement effectué par l'athlète.

Dans l'espace Euclidien qui permet de décrire notre environnement, il existe deux observables : la position et le temps. L'évaluation de la gestuelle en biomécanique repose sur la mesure de ces deux grandeurs. La mécanique classique, conduit à définir des variables secondaires issues de ces deux observables. Ces variables sont par exemple : la vitesse et l'accélération.

Il existe des méthodes non invasives directes pour caractériser les 3 grandeurs physiques du mouvement de l'athlète : la cinématographie ou analyse du geste par l'image (position), l'effet Doppler (vitesse), l'accélérométrie (accélération), la dynamométrie (force). Il est à noter que la force est estimée à partir de la mesure de déformations (variation de position).

À ce jour, l'effet Doppler [Sand 91] donne une mesure de la vitesse qui ne caractérise pas un point particulier mais une zone de l'athlète. Il ne sera pas exploité dans cette étude. Seules la cinématographie et la dynamométrie le seront.

1-Intérêts et limites des méthodes non invasives

La performance d'un athlète sur 100 m dépend de plusieurs paramètres mécaniques qui peuvent être classés en deux catégories. La première, correspond aux variables dépendantes de l'athlète. Elles concernent son aptitude et sa capacité physique (technique gestuelle) à se mouvoir afin d'accomplir les différentes phases de la course (§-I.2.1). La seconde catégorie regroupe les variables indépendantes de l'athlète. Elles concernent son environnement (caractéristique de la piste, des chaussures ...). La variabilité de cette dernière catégorie de variables ne sera pas prise en compte dans cette étude. La cinématographie et la dynamométrie font une analyse discrète du geste. Le choix de la fréquence d'échantillonnage doit respecter au moins le théorème de *Nyquist-Shanon : La fréquence d'échantillonnage doit être égale ou supérieure au double de la fréquence maximale contenue dans le signal à mesurer*. Selon Winter (1990) la fréquence maximale d'un mouvement humain est de l'ordre de 6 Hz [Wint 90]. Pour les entraîneurs, une grandeur importante est la vitesse. Celle-ci est obtenue soit par intégration de l'accélération soit par dérivation de la position en fonction du temps. Afin de pouvoir garantir une bonne précision sur l'estimation de la vitesse, il importe de disposer d'un maximum de points qui caractérisent les courbes expérimentales des variables recueillies au cours d'un cycle élémentaire du geste. L'expérience a montré qu'il faut des fréquences d'échantillonnage supérieures ou égales à 200 Hz pour obtenir des résultats satisfaisants.

1.1-Les outils dynamométriques

La dynamométrie est la « mesure » des forces. Dans leurs travaux portant sur l'impulsion, Marey et Demenÿ (1885) ont mis au point un outil spécifique indispensable à la prise d'information sur des forces exercées instantanément sur le sol. Le fonctionnement de cet instrument repose sur le déplacement en fonction du temps d'un jeu de neuf spirales reliées à un levier inscripteur : c'est la première plateforme de force [Mare 85].



Figure 17 La plateforme de force de Marey et Demenÿ [Mare 85]

Avant leurs travaux, les forces (statiques) étaient mesurées par comparaison à des poids étalonnés à l'aide de leviers, de fils et de poulies. Les mesures étaient relevées lorsque le système était en équilibre stable.

Actuellement, la mesure de l'intensité instantanée de forces peut se faire avec une précision qui atteint les $1/100^{\text{ème}}$ de Newton pour certaines plateformes de forces. Le fonctionnement de ces outils repose sur deux grands principes, la piézoélectricité et l'extensométrie (§-Annexe3.1). Les appareils les plus élaborés permettent une détermination *quasi* instantanée des six composantes du torseur des efforts de contact ainsi que les

coordonnées du centre de pression exprimées dans le repère associé à la plateforme de force. Cependant, la masse (environ 40 kg), la dimension (600 x 400 x 100 mm) et surtout l'exigence de stabilité d'une plateforme de force rendent délicate son intégration sur certains sites sportifs. D'autres dynamomètres moins encombrants et plus maniables offrent des solutions précieuses rendant possible l'instrumentation d'ergomètres [Bego 07, Bouc 05, Coll 03], de chaussures [Faiv 04] ...

Le contrôle de la sensibilité et de la reproductibilité d'un dynamomètre est une étape essentielle (§-III.3.2). Cette procédure concerne tous les axes de mesure du dynamomètre dont il convient de ne pas dépasser ses étendues de mesure. La vérification de la qualité de réponse d'un dynamomètre limite les incertitudes :

- dans le processus itératif de calcul des efforts intersegmentaires lors de l'application de la démarche de la dynamique inverse ;
- lors de l'évaluation de la cinématique de l'athlète le calcul de la variation de la quantité de mouvement et du moment cinétique (quantité d'accélération). Cette dernière grandeur est généralement exprimée par rapport au centre de gravité de l'athlète. Ces calculs doivent prendre en compte les constantes d'intégration telles que la vitesse et la position du centre de gravité au début de la phase étudiée afin d'évaluer les grandeurs à un instant déterminé et non leurs variations.

La méthode dynamométrique est une méthode réductrice ; elle réduit le mouvement de l'athlète à celui de son centre de gravité. Toutefois, elle reste un des moyens les plus performants et offre un retour d'information rapide sous réserve que son implantation soit possible sur le site choisi.

1.2-Les outils cinématographiques

Les premiers enregistrements d'images destinés à l'étude du geste ont été assurés avec le chronophotographe de Marey et Demenÿ [Mare 85]. Cet appareil traduit le mouvement en une série de positions successives qu'occupe chaque point du corps dans l'espace à des instants équidistants (figure18).



Figure 18 Chronophotographique de la locomotion humaine, par Étienne-Jules Mareÿ 1886 [Natt06]

Actuellement, l'exploitation du même principe est assurée par des systèmes de mesures cinématographiques (ou vidéographiques) présentant des caractéristiques techniques différentes généralement classées selon :

- le type de caméra utilisée (numérique ou analogique) ;
- ^a la résolution du capteur (de 0,3 à 16 million de pixels) ;
- la fréquence d'acquisition (de 50 à 10 000 Hz).

L'utilisation d'un système d'analyse du geste par l'image présente une procédure expérimentale lourde qui, à ce jour, ne supporte pas toujours la pleine lumière du jour.

Le recours à de tels dispositifs expérimentaux associés aux lois de la mécanique des systèmes polyarticulés est actuellement le seul moyen pour étudier qualitativement et quantitativement la gestuelle du sportif dans son intégralité. L'adoption des modèles inertiels et l'application de la démarche de la dynamique inverse, offrent la possibilité d'accéder à des grandeurs non mesurables comme les efforts actionneurs articulaires. Afin, d'orienter l'expérimentateur dans le choix du système le plus approprié à l'étude d'un mouvement particulier, de nombreux travaux comparent la précision des systèmes les plus commercialisés¹² [Ehar 95 ; Ehar 97 ; Rich 99]. L'étude la plus critique est celle effectuée par Richards (1999) [Rich 99]. Six systèmes d'analyse d'images sont comparés afin de démontrer leurs efficacités dans la reconstruction des paramètres linéaires mais aussi dans la

¹² Exemples de systèmes d'analyse du geste par l'image : *Ariel, BTS, Elite, Motion Analysis, Qualisis, Saga3^{RT}, Vicon*, etc.

reconstruction des paramètres angulaires où seulement trois systèmes (*Ariel, Motion Analysis* et *Vicon*) restent performants

Cette démarche d'estimation de la qualité des mesures est reprise par l'équipe du Professeur Cappozzo en 2005 dans une série de revue de littérature [Capp 05, Croce 05, Lear 05, Chiar 05] qui porte sur l'analyse du mouvement humain au moyen de la cinématographie. Ces auteurs insistent sur le fait d'inclure avant toute expérimentation un protocole d'évaluation de l'incertitude.

L'analyse cinématographique permet la modélisation de l'athlète par un système poly articulé de solides rigides qui renseigne sur la synergie de ses segments.

2-Choix de la méthode d'analyse

L'idéal d'une étude caractérisant la qualité de la course vitesse sur 100 m serait d'analyser la course dans son intégralité avec les deux systèmes (cinématographie et dynamométrie) qui s'avèrent complémentaires. Cependant, vu le coût que représenterait un tel dispositif expérimental, les auteurs sont contraints de limiter leurs investigations à l'analyse d'une seule phase¹³ voire d'une partie de phase¹⁴.

La phase de départ est généralement étudiée dans sa totalité. Cela est dû à sa courte durée qui ne dépasse pas la demi-seconde et à sa limitation spatiale.

Il ressort de toutes les études depuis celles de Henri en 1952 [Henr 52] jusqu'à celle de Mero en 2006 [Mero 06] qu'un bon départ est essentiel pour gagner une course de vitesse.

Les critères utilisés par ces auteurs pour caractériser la qualité du départ sont variés : temps de sortie des blocs, force horizontale, force maximale horizontale, vitesse d'éjection, composante horizontale de la vitesse d'éjection (tab.1). La cohérence de ces résultats nécessiterait une corrélation linéaire forte entre ces différentes grandeurs, ce qui n'est pas le cas comme nous le démontrerons dans la suite de ce document (§-IV.4). Il convient donc de redéfinir les critères qui caractérisent la qualité d'un départ.

¹³ Exemples de phases étudiées : départ, accélération, vitesse stabilisée... [Sand 91, Coh 98, Salo 04]

¹⁴ Exemples d'une partie de phase : réception, impulsion d'un appui lors de la course, oscillation de la jambe libre... [Hafe 85, Kraa 01, Natt 01]

Auteurs	critères utilisés	Outils employés	
Dickinson 1934	Temps de sortie des blocs	Un chronographe	
Bender 1934	Temps de sortie des blocs	Un chronographe	
Henry 1952	Temps de sortie des blocs et forces horizontales	Un chronographe et deux dynamomètres uni axial au niveau de chaque pied	
Sigerseth 1962	Vitesse horizontale moyenne à 10 m et 50 m	Un chronographe et deux contacteurs	
Payne et al. 1971	Vitesse et accélération moyennes sur ≈20 m	Dynamomètres (2 axes : normal et tangentiel au cale pied ¹⁵) et 3 cellules photoélectriques	
Baumann 1976	Forces horizontales maximales	Un dynamomètre trois axes au niveau de chaque pied	
Mero et al. 1983	Vitesse horizontale à 5 m et 10 m	Cinématographie : deux caméras vidéo	
Hafez 1985	Vitesse d'éjection horizontale	Cinématographie : deux caméras vidéo	
Mero 1988	Vitesse d'éjection horizontale	Une plateforme de force et une caméra vidéo	
Lemaire 1990	Vitesse d'éjection horizontale	Un dynamomètre uni axial sous chaque pied	
Sanderson 1991	Forces verticales et horizontales et vitesse à 20 m	Un dynamomètre (2 axes) au niveau de chaque pied et un radar	
Schot et al. 1992	Vitesse d'éjection horizontale	Une plateforme de force	
Guissard et al. 1992	Vitesse horizontale et Temps de sortie des blocs	Un dynamomètre uni axial sous chaque pied et une caméra vidéo	
Mero et al. 1992	Vitesse d'éjection horizontale	/	
Mendoza et al. 1993	Vitesse d'éjection et forces horizontales	Une plateforme de force	
Harland et al. 1995 et 1997	Vitesse d'éjection horizontale	Dynamomètres uni axial sous chaque pied	
Natta et al. 1997 et 1998	Temps de sortie des blocs et forces horizontales exercées sur les blocs	Un dynamomètre uni axial sous chaque pied, une plateforme de force et un contacteur mains analogique	
Coh et al. 1998	Vitesse d'éjection horizontale et temps sur 20m	Dynamomètre uni axial sous chaque pied, deux caméras vidéo et 4 pairs de cellules photoélectriques	
Févérial. 2000	Temps de sortie des blocs et forces horizontales exercées sur les blocs	Un dynamomètre uni axial au niveau de chaque pied et 4 caméras vidéo	
Cousins et al. 2004	Forces maximales : verticale et horizontale	Une plateforme de force sous chaque pied	
Salo 2004	Vitesse d'éjection horizontale et vitesse à 25 m et 50 m	Une caméra vidéo et deux pairs de cellules photoélectriques	
Mero 2006	Vitesse d'éjection horizontale et force horizontale	Trois plateformes de forces et une caméra vidéo	
Davila 2006	Vitesse d'éjection horizontale	Deux plateformes de forces et une caméra vidéo	

Tableau 1 Critères utilisés et outils employés par différents auteurs pour qualifier la phase du départ du 100 m course vitesse

¹⁵ Cale pied : plaque inclinable du bloc de départ sur laquelle repose directement le pied de l'athlète.

Deux grandeurs apparaissent évidentes : le temps de sortie des blocs et la vitesse d'éjection. La faible corrélation entre ces deux grandeurs démontrée dans le quatrième chapitre (§-IV.4) justifie leurs choix¹⁶.

Il semble raisonnable de chercher une autre grandeur qui caractériserait la qualité de la fin de la phase de départ afin que la phase d'accélération, qui lui succède, bénéficie de la meilleure condition initiale possible. La direction de la vitesse d'éjection ou une grandeur posturale pourraient compléter la caractérisation du départ.

La direction de la vitesse d'éjection s'avère être une grandeur dont la précision de mesure est faible (§-IV.3). Les conditions expérimentales n'ont pas permis, à ce jour, d'identifier et de quantifier un paramètre postural. Cette lacune est contournée en prenant pour hypothèse que la phase d'accélération sera d'autant meilleure que ses conditions initiales le seront.

Les deux grandeurs, temps d'impulsion et vitesse d'éjection, sont accessibles à partir des deux outils (cinématographie et dynamométrie) qui sont utilisés dans cette étude.

Le tableau 1 montre que certaines études antérieures utilisent la composante horizontale de la vitesse d'éjection pour caractériser la qualité d'un départ de course. La bonne corrélation entre la vitesse d'éjection et sa composante horizontale (§-IV.4.2) montre que cette hypothèse, sans être parfaite, est acceptable.

3-Retour sur les conditions expérimentales en dynamométrie

Une des différences fondamentales entre les méthodes cinématographique et dynamométrique est que cette dernière ne prend pas en compte la gesticulation du sportif. Les études antérieures (tab.1) ont montré, généralement avec des outils dynamométriques, l'influence de l'écartement antéropostérieur entre les deux pieds ainsi que l'inclinaison des blocs sur la performance du départ. Des essais préliminaires ont confirmé ces résultats et ont montré une grande variabilité de l'intensité des efforts au niveau des quatre appuis et plus particulièrement entre le pied arrière et le pied avant (§-IV.4.2)]

Afin de bénéficier de cette information, les essais dynamométriques sur le départ de course ont été réalisés avec quatre plateformes de forces (une sous chaque appui).

 16 La qualité de départ de deux coureurs a été caractérisée par les données suivantes : *Coureur 1* : temps d'impulsion = 0,3 s et V_{éject} = 3,1 m/s

Coureur 2 : temps d'impulsion = 0.4 s et V_{éject} = 3.3 m/s.

Il n'est pas possible de discriminer directement la qualité des départs de ces deux coureurs (§-V)

Il est possible de distinguer deux protocoles de mesure permettant l'analyse du départ. Le premier prend en compte la totalité des forces qui s'exercent sur l'athlète selon les trois dimensions de l'espace. Le second considère l'efficacité du mouvement selon un seul axe en ne prenant en compte que les forces antéropostérieures exercées au niveau des pieds. L'application de ce dernier protocole revient à estimer les forces antéropostérieures exercées au niveau des mains comme étant nulles. La précision de l'évaluation de la vitesse antéropostérieure du centre de gravité lors de l'adoption de cette hypothèse, est décrite dans le troisième paragraphe du chapitre VI de ce manuscrit (§-VI.3).

4-À propos de la quadrupédie du départ de course

Influence de l'écart antéropostérieur entre les deux pieds

La position initiale des pieds, l'un par rapport à l'autre, avant le premier pas a fait l'objet de plusieurs études portant sur les mouvements anticipateurs tant dans le domaine de la marche que celui de la course [Bren 86 ; Kraa 01]. Ces études montrent l'intérêt d'écarter les pieds suivant l'axe antéropostérieur.

Plus l'écart antéropostérieur entre le centre de pression (des forces exercées au niveau des pieds) et le centre de gravité est important plus l'intensité des forces réactives résultantes est importante [Bren 86]. Kraan (2001) compare différentes postures initiales de départ (debout position libre, debout position pieds joints et debout un pied posé en arrière) [Kraa 01]. Il montre qu'un écartement antéropostérieur entre les deux pieds permet de générer un pic de force important dans un intervalle de temps court. Ce résultat est exploité par les athlètes pour adopter différentes postures de départ qui généralement sont classées suivant l'écart antéropostérieur entre les deux pieds. Trois positions sont classiquement décrites :

- le départ groupé ou « *Bunch Start* »: 25 à 30 cm séparent les deux blocs, position pendant laquelle les orteils du pied arrière sont opposés au talon du pied avant ;
- le départ moyen ou « *Medium Start* » : 40 à 53 cm environ séparent les deux blocs ;
 cette technique correspond à une position qui oppose le genou côté du pied arrière à la voûte plantaire du pied avant ;
- le départ allongé ou « *Elongated Start* » : 60 à 71 cm environ séparent les deux blocs, positon pendant laquelle le genou côté du pied arrière est opposé au talon du pied avant.

Ces positions ne présentent pas des attitudes naturelles, et l'adoption de l'une parmi les deux autres, suppose l'acquisition d'une musculature et d'une coordination segmentaire spécifiques.

Une des premières études qui compare ces trois positions en termes de forces maximales exercées sur chaque bloc de départ suivant l'axe horizontal est réalisée par Kistler en 1934 (citée dans Henry 1952) [Henr 52]. Il montre que la somme des forces maximales exercées au niveau des deux pieds augmente d'une manière proportionnelle en fonction de l'écart antéropostérieur entre les deux pieds. Cette augmentation est principalement liée à l'accroissement de la force exercée par le pied arrière (tab.2). Payne (1971) précise qu'une grande force exercée au niveau du pied arrière caractérise un bon départ [Payn 71].

Forces horizontales maximales [N] Somme des forces Technique de départ maximales [N] **Pied Avant** Pied arrière Groupé 870 670 1540 Moyen ---1348 ---Allongé 872 1717 926

Tableau 2 Forces exercées sur les blocs en fonction de leurs écartements respectifsd'après les résultats de Kistler 1934, cités dans Henry 1952 [Henr 52]

D'après ces résultats, la position de départ qui permet de générer la plus grande force est celle où l'écart entre les deux pieds est le plus important. Cependant, il n'est pas possible d'évaluer l'efficacité des différentes positions puisque le temps de l'action de l'athlète dans les blocs n'est pas estimé. Dickinson (1934) étudie l'influence de l'écart antéropostérieur des pieds sur le temps de sortie des blocs [Dick 34]. Il remarque que la position groupée permet aux athlètes de s'éjecter plus rapidement des blocs par rapport aux autres positions (tab.3).

Tableau 3 Durée de l'action de l'athlète dans les blocs en fonction de l'écartement, modifié d'après [Dick 34]

Technique de départ	Durée de l'action [ms]	
Groupé	244	
Moyen	326	
Allongé	387	

À la suite de ces deux études préliminaires, plusieurs recherches portant sur la comparaison de ces différentes techniques de départ sont apparues [Henr 52 ; Sige 62 ; Baum

76 ; Salo 04]. Elles se rejoignent toutes sur le fait que le départ groupé permet une éjection plus rapide, alors que le départ allongé permet de générer une force plus grande.

Suite à ces investigations, une étude de référence réalisée par Henry en 1952 [Henr 52] préconise le départ moyen puisqu'il permet de réaliser une grande force dans un court délai. Il précise aussi que le départ groupé permet effectivement de s'éjecter très rapidement mais avec une faible vitesse tandis que le départ allongé permet de s'éjecter avec une grande vitesse mais après un temps d'action très important. Ces résultats sont confirmés par d'autres études [Sige 62 ; Salo 04]. Elles précisent que cette position permet d'effectuer une meilleure performance sur 10, 20, 30, 40 et 50 m.

Influence de l'inclinaison des blocs de départ

L'acquisition d'une importante vitesse d'éjection est non seulement liée à la distance qui sépare les blocs mais également à l'inclinaison des blocs par rapport au plan de la piste. Lorsque l'angle du bloc avant se réduit de 70° à 30°, l'activité électromyographique des jumeaux devient plus importante [Duch 86]. L'augmentation de la force de contraction de ce groupe musculaire est due à l'allongement du triceps sural qui est provoqué par la diminution de l'angle du bloc avant. Ces résultats sont en accord avec ceux de Guissard (1992) qui précise que la diminution de l'inclinaison du bloc avant favorise l'augmentation de la vitesse d'éjection de l'athlète sans prolonger le temps de son action dans les blocs [Guis 92]. Toutefois, la modification de l'inclinaison du block arrière ne montre pas de variation significative. En définitive, ces études démontrent l'intérêt de diminuer l'inclinaison du bloc avant. Cependant, l'influence de ce réglage sur la direction de la vitesse d'éjection n'est pas précisée.

Influence de la posture

Des analyses cinématiques précédentes [Baum 76 ; Harl 97 ; Natt97 ; Natt98 ; Scho 92] montrent que l'augmentation de l'écart antéropostérieur (PG) entre le centre de gravité et le centre de pression des forces résultantes exercées au niveau des pieds favorise le développement d'une force plus importante dans un délai plus court ce qui n'est pas nécessairement synonyme de meilleure performance.



Figure 19 Ecart antéropostérieur entre le centre de gravité (C.G.) et le centre de pression (C.P.) des forces résultantes des deux mains et des deux pieds

En gardant la même distance entre les deux pieds, et le même écart entre le pied avant et les mains, l'athlète peut adopter différentes postures tout en gardant une position quadrupédique. De nombreuses études [Natt 97 ; Natt 98] ont étudié l'effet de différentes position de départ (positions : habituelle de l'athlète, limite vers l'avant et plus assise) sur la de la qualité du départ. Ces études montrent que la « position quadrupédique limite vers l'avant » permet de traduire le déséquilibre initial de l'athlète en favorisant un pic de force plus grand ainsi qu'un temps plus court pour accomplir la première enjambée.

D'autres investigations inter et intra groupe(s) visant à étudier cette synergie segmentaire ont permis de mettre au jour l'importance de l'ajustement des conditions externes (écartement et inclinaison des blocs) par rapport aux caractéristiques morphologiques de chaque athlète. En effet, la position la plus efficace varie d'un sujet à un autre [Delh 80]. Chaque position se caractérise par l'unicité des ajustements des angles articulaires.

Les analyses dynamométriques ont montré que le « départ moyen » permet d'établir une bonne performance. Afin, d'adapter cette technique à des athlètes présentant des caractéristiques anthropométriques différentes, l'écart entre les deux blocs est exprimé en fonction de la longueur du tibia de l'athlète [Scho 92] soit 45% de la longueur totale du membre inférieur (du grand trochanter jusqu'à la malléole latérale). D'autres études [Capp 89 ; Coh 98 ; Natt 06] ajoutent qu'il faut tenir compte de l'angle inter segmentaire relatif jambe/cuisse (angle du genou). Cet angle doit être aux alentours de 110 \pm 10° au niveau du genou arrière et 90 \pm 10° au niveau du genou avant. Ces ajustements posturaux ont pour objectif d'optimiser les longueurs initiales des différents groupes musculaires afin d'obtenir l'activité contractile la plus importante. Ainsi le moment articulaire résultant sera augmenté. Toutefois, la relation force-longueur présente une grande variabilité entre les groupes musculaires [Goub 98]. Cette variabilité est attribuée à la longueur des fibres musculaires ainsi que leurs orientations par rapport à l'axe longitudinal du muscle (angle de pennation) [Ardl 01].

5-Conclusion

En identifiant les variables qui permettent d'influencer la qualité d'un départ, les études antérieures (§-II.tab.1) tentent de donner des indices pour orienter l'entraîneur dans ses prises de décision lors des séances d'entraînements. Différentes stratégies de départ sont étudiées afin d'identifier leur influence sur la performance. La qualité du départ de course vitesse est considérée principalement à partir de l'évaluation de la vitesse d'éjection. Pour ces auteurs, l'intensité antéropostérieure de cette grandeur est signe d'un bon départ. En adoptant ce constat, les études précédentes présentent des divergences quand à la définition de la position de départ la plus efficace. Cette divergence démontre sans doute la nécessité de redéfinir les critères de réussite du départ de course de vitesse. Ainsi, au cours du quatrième chapitre une analyse en composante principale est effectuée afin de tester la possibilité de définir une nouvelle variable synthétique permettant d'estimer la qualité d'un départ de sprint d'une manière plus globale (§-IV.4).

Il importe de souligner que les grandeurs qui caractérisent le départ ne sont pas toutes exprimées en temps (ex : module et direction de la vitesse d'éjection). Il est donc nécessaire de pouvoir « traduire » ces grandeurs en temps. Un modèle cinématique de la course est donc développé au cours du cinquième chapitre afin d'estimer, à une distance donnée du départ, la pénalité ou le gain en temps induit par ces grandeurs (§-V).

Il ressort des investigations antérieures (§-II.tab.1) que la variation de la posture initiale de départ possède une influence directe sur l'intensité des forces maximales exercées sur les blocs lors du départ. Cette analyse est de notre point de vue restrictive car elle ne prend pas en compte la durée pendant laquelle cette force est exercée, notée durée d'impulsion. En effet, la vitesse d'éjection dépend à la fois de la force et du temps. Une intensité de force moindre peut être compensée par une durée d'impulsion plus grande, au risque d'être pénalisé, pour autant, Mero et al. (1983) considèrent que la vitesse horizontale est un critère plus important que la durée de l'impulsion [Mero 83]. Aussi, pour une position de départ donnée l'accroissement de la vitesse d'éjection est dû en grande partie à l'augmentation de la durée de l'impulsion plutôt qu'à l'augmentation de l'intensité des forces résultantes puisque les caractéristiques mécaniques articulaires et les propriétés physiologiques musculaires humaines limitent le développement d'efforts articulaires internes [Jaco 92]. Ces variables articulaires sont quantifiées en 3D au cours du huitième chapitre de ce manuscrit (§-VIII).

Deuxième partie

Étude dynamométrique du départ de course de vitesse Expérimentation et résultats



Les études dynamométriques (§-II.5) qui s'intéressent à la caractérisation du départ de course vitesse sur 100 m, considère la vitesse d'éjection comme étant le critère principal d'un bon départ. Ces études analysent l'effet de différentes positions de départ en adoptant deux approches : la première consiste à prendre en compte les forces exercées distinctement au niveau de chaque pied en négligeant les forces exercées au niveau des mains, et la deuxième consiste à mesurer directement la force résultante qu'exerce l'athlète sur son environnement.

Contrairement à ces approches, la présente étude prend en compte les efforts exercés distinctement au niveau de chaque appui afin d'effectuer une analyse complète. Le but est de revoir et redéfinir les critères de performance d'un départ de course vitesse.

Ainsi, le premier chapitre de cette partie (§-III) décrit les outils et méthodes utilisées lors de l'analyse dynamométrique du départ de course vitesse. Ainsi, suite à la description du protocole expérimental les différentes étapes de traitements de données sont décrites. Enfin l'étude de l'état du centre de gravité de l'athlète lors des différentes phases du départ est réalisée en appliquant les principes et lois de la mécanique du point matériel.

Suite à ces analyses théoriques, le deuxième chapitre de cette partie (§-V) expose et discute les résultats issus du traitement des données dynamométrique. L'accent est mis en premier temps sur la précision de la méthode adoptée par l'IAAF pour la détection des faux départs. Ainsi, une analyse comparative est effectuée afin d'étudier l'influence relative de différentes approches, dont celle de l'IAAF, pour estimer l'instant de la mise en action et de ce fait apprécier les *faux départs*.

Enfin, après avoir analysé les grandeurs dynamiques et cinématiques accessibles par dynamométrie, des analyses en composantes principales sont effectuées dans le but de redéfinir les critères de performance permettant une qualification juste et reproductible du départ de sprint. Plus exactement, ce type d'analyse offre la possibilité de créer de nouvelles variables synthétiques, en nombre réduit, à partir d'une grande quantité de grandeurs (cinématiques, dynamiques, temporelles ...).

Chapitre III

Matériels et méthodes

En mécanique, le point matériel est un élément sans dimension et possédant une masse qui peut prendre toutes valeurs arbitraires.

La modélisation de l'athlète par un point matériel de masse conservative revient à réduire l'athlète à son centre de gravité, appelé aussi centre de masse ou centre d'inertie. La notion de centre de gravité est souvent utilisée d'une manière inconsciente par les entraîneurs et les athlètes lorsqu'ils disent qu'*un athlète est rapide*. L'athlète, pris comme un tout, est en soi une simplification qui se rapproche du concept de centre de gravité.

1-Protocole expérimental

1.1-Population étudiée

Quarante six athlètes ont participé à cette étude. Il s'agit d'étudiants de la Faculté des Sciences du Sport de l'Université de Poitiers (Tableau 4). Soixante seize pourcent d'entre eux se positionnent pied gauche en avant dans les blocs de départ. Les expérimentations se sont déroulées au cours de trois périodes distinctes au CREPS¹⁷ Poitou Charentes. Toutefois, un seul et même protocole a été utilisé au cours de ces tests. Au début de chaque période d'essais, les athlètes bénéficient d'une présentation des différentes parties de la station de mesure. Elle

¹⁷ CREPS : Centre Régional d'Éducation Populaire et de Sports (www.creps-poitou-charentes.jeunesse-sports.gouv.fr)

est suivie par une démonstration des différents réglages possibles des blocs de départ et des appuis mains (figure 1).

N = 46	Age [années]	Taille [cm]	Masse [Kg]
Moyenne	21,6	176	70
Écart type	4	4	10

Tableau 4 Principales caractéristiques des athlètes ayant participé à cette étude

Après une période d'échauffement spécifique, chaque athlète exécute successivement deux départs afin de parcourir le plus rapidement possible une distance de dix mètres. Les essais se déroulent dans une salle d'expérimentation. Pour chaque départ, l'athlète reçoit les commandes suivantes :

- À vos marques : à ce premier commandement l'athlète doit se positionner dans les blocs et sur les appuis mains qu'il a auparavant ajusté à sa convenance (figure 20).
- *Prêt* : l'athlète doit rester immobile en quadrupédie. L'enregistrement synchronisé des données commence.
- Déclenchement d'un signal sonore : l'athlète peut se mettre en mouvement.



Figure 20 Position *Prêt* de l'athlète sur les quatre dynamomètres (Vue externe - plan sagittal)

L'acquisition des données s'arrête à la pose du premier appui au sol après l'éjection de l'athlète des blocs de départ. Si de l'avis de l'opérateur, l'athlète n'a pas respecté le protocole convenu, l'essai est annulé et l'athlète est appelé à réaliser un nouvel essai.

1.2-Définition de l'espace géométrique

La première étape d'une étude biomécanique est de définir l'espace géométrique par rapport auquel sont exprimées toutes les grandeurs qui caractérisent soit l'équilibre soit le mouvement du centre de gravité du coureur.

Il est postulé que le repère de Copernic défini par le centre de gravité du système solaire et trois étoiles fixes est le repère galiléen original où s'appliquent les lois de la mécanique sans terme correctif.

Le principe d'inertie de Galilée postule que les lois de la mécanique s'appliquent aussi sans terme correctif dans tout référentiel en translation rectiligne uniforme par rapport au repère galiléen original.

De ce fait, la terre n'est pas un repère galiléen. Les deux termes correctifs (force d'entraînement, force de Coriolis) qu'il convient de prendre en compte dans l'écriture de la relation fondamentale de la dynamique sont, dans le cas du départ de sprint:

- Force de Coriolis / Force moyenne exercée par le coureur $\leq 0,006\%$
- Force d'entraînement / Force moyenne exercée par le coureur $\leq 0.3\%$

La précision de la mesure des forces exercées par le coureur est de l'ordre de 1%. Les deux termes correctifs sont donc négligeables devant la précision de la mesure. La terre peut donc être raisonnablement considérée comme un repère galiléen, d'autant que le départ de sprint s'effectue dans un laps de temps très court (≤ 0.5 s).

Le repère galiléen de référence de notre étude est un repère terrestre (figure 21) $\Re_0(O|X_0, Y_0, Z_0)$ défini par trois axes (OX_0) , (OY_0) et (OZ_0) non coplanaires concourant en O_0 point particulier de l'espace géométrique représentant l'origine du repère. Usuellement, les trois axes de \Re_0 sont choisis orthogonaux, et leur orientation est définie par une base d'orientation droite constituée par des vecteurs unitaires $(\vec{i}, \vec{j}, \vec{k})$.



- OX₀ horizontal positif dans le sens du déplacement du coureur
- OY₀ horizontal positif vers la gauche du coureur
- *OZ*⁰ vertical positif vers le haut

Figure 21 Situation de l'athlète en position Prêt par rapport à R₀

La définition de ce repère \Re_0 permet de décrire l'orientation et l'intensité des actions mécaniques exercées sur l'athlète et ainsi de prédire son état.

1.3-Instrumentation

Les dynamomètres utilisés au cours de ces tests (figure 22) sont deux plateformes de forces (PFF) piézoélectriques de marque *Kistler*¹⁸ et deux dynamomètres composites de marque *Médicapteur*¹⁹ (Annexe 3.2) évaluant les efforts de contact suivant les trois directions de l'espace dans leurs repères respectifs.

Les blocs de départ utilisés sont des blocs standards présentant des possibilités de réglages d'inclinaison et d'écartement suivant l'axe de déplacement de l'athlète. La variation de la position antéropostérieure d'un bloc sur une PFF est assurée par une interface en tôle d'acier de 3 mm d'épaisseur qui permet la fixation du bloc à différents niveaux. Le poids additionnel que représente ce dispositif (bloc de départ et interface) sur la PFF est éliminé par une correction du zéro électrique.



Figure 22 Station expérimentale pour l'évaluation de la dynamique du départ de sprint

Les deux PFF sont solidement fixées au sol l'une à coté de l'autre de telle sorte que l'orientation de leurs repères \Re_{Pd} et \Re_{Pg} soient identiques (figure 23) et que leurs centres respectifs soient à la même distance de la ligne de départ. Ce positionnement offre la possibilité de réglage de l'écartement antéropostérieur entre les deux blocs ce qui permet l'adoption des différentes techniques de départ (§-II.2.1) réalisées par les athlètes.

Les appuis mains sont instrumentés par deux capteurs composites de la société *Médicapteur* mesurant les efforts suivant les trois directions de l'espace. Le fonctionnement de ces capteurs repose sur le principe d'extensométrie qui est décrit en annexe (Annexe 3.1).

¹⁸ PFF Kistler : type 9287B pour la grande (figure 3) et 5233A pour la petite (figure 3) (www.kistler.com)

¹⁹ Capteurs six composantes de la société Médicapteur : modèle EX 114.45-200

La base de chaque appui main est dotée d'une liaison glissière qui permet l'ajustement de l'écart médiolatéral entre les deux dynamomètres composites (figure 22) tout en gardant la même orientation de leurs repères de références \Re_{Md} et \Re_{Mg} par rapport à ceux des PFF (\Re_{Pd} et \Re_{Pg}) (figure 23).



Figure 23 Vue de profil de la station expérimentale. Orientation des repères PFF droite R_{Pd} et gauche R_{Pg} ainsi que des repères capteurs composites droit R_{Md} et gauche R_{Mg}

Au cours des tests, le signal déclenchant le départ est émis par un BUZZER délivrant simultanément un signal sonore et une impulsion électrique de 9 V permettant d'une part de marquer cet instant par rapport à l'évolution des forces, et d'autre part, de synchroniser les enregistrements des forces mesurées par les 4 capteurs.

L'acquisition se fait à une fréquence de 1000 Hz.

L'acquisition et la conversion des tensions électriques délivrées par les 29 voies analogiques est assurée *via* une carte analogique-numérique²⁰ :

- \circ 8 × 2 voies pour les deux plateformes de forces ;
- 6×2 voies pour les deux capteurs composites ;
- une voie pour le BUZZER émettant le bip du départ ;

L'acquisition simultanée des données numériques issues de l'ensemble des voies, leurs enregistrements ainsi que leurs exportations sont assurées par une interface de commande du logiciel *Ivan* développé par la société *Biogesta*²¹.

²⁰ Carte National Instrument PCI-671E / 12 Bits, 64 entrées Analogiques Asymétriques

²¹ Biogesta, Valencienne – France (www.biogesta.fr/)

2-Traitement des données numériques

Afin d'optimiser les délais de traitements et de calculs, les données issues des 92 essais de départ sont mises sous forme d'une matrice à trois dimensions (figure 24). Les colonnes comportent les tensions, les lignes représentent la durée d'acquisition et la profondeur représente les essais.

La création d'une telle matrice n'est possible que si et seulement si tous les essais comportent le même nombre de colonne et le même nombre de ligne. Or, la durée des enregistrements est différente d'un essai à l'autre. Une fonction algorithmique est donc créée afin d'uniformiser le nombre de ligne de tous les essais en considérant n_1 données avant l'instant du signal de départ (t_s) et n_2 données après ce même instant (figure 24).



Figure 24 Classement des données numériques sous une forme matricielle en trois dimensions (Temps × Tensions × Essais)

La dimension finale de la matrice est égale à la somme des valeurs absolues de n_1 et n_2 . Le plus grand avantage de cette mise en forme réside dans le fait que les essais sont gérés par un seul algorithme ce qui uniformise la méthode de traitement et de calcul.

2.1-Conversion des tensions électriques

L'existence de relations linéaires entre les déformations des capteurs (Annexe-3.2.2) (quartz pour les PFF et jauges de déformation pour les deux capteurs composites) et les tensions qu'ils délivrent, permet de déterminer la grandeur des contraintes qui lui sont appliquées.

En considérant un vecteur \overline{U}_i regroupant les tensions recueillies par un dynamomètre (*i*) lors d'un essai de départ et sa matrice de découplage \mathcal{G}_i fournie soit par le constructeur soit suite à une procédure d'étalonnage au laboratoire (§-VI.4.2), le produit matriciel de ces deux grandeurs permet de déterminer le torseur \mathcal{G}_{oi} des efforts exprimés dans le repère du dynamomètre sollicité :

$$\mathbf{\mathcal{J}}_{Oi} = \mathbf{\mathcal{G}}_{i} \vec{U}_{i}$$
 Éq.III.1

Cette étape du post-traitement des données dynamométriques permet non seulement de contrôler la procédure de conversion des tensions électriques en torseurs d'actions mais aussi de vérifier que le domaine de variation de ces tensions est respecté c'est à dire qu'il n'a pas eu de saturation d'une ou plusieurs voies.

2.2-Évaluation de la précision des mesures dynamométriques

Le but de la détermination de la précision des mesures effectuées lors de cette étude est d'offrir la meilleure estimation possible des grandeurs évaluées en précisant l'intervalle de confiance. L'expérience montre qu'aucune mesure, aussi soigneuse soit-elle, n'est totalement exempte d'incertitude.

Rappelons que les mots *incertitude* et *erreur* possèdent des significations totalement distinctes. L'erreur représente la différence entre la valeur réelle et mesurée alors que l'incertitude définie un intervalle autour de la valeur mesurée incluant l'erreur inconnue. Taylor (2000) précise qu'aucune quantité physique n'est accessible avec une certitude absolue ... avec la minutie, on réduit les incertitudes jusqu'à des valeurs extrêmement faibles, mais sans jamais les éliminer complètement [Tayl 00].

Afin, de vérifier la qualité de mesure des dynamomètres, un étalonnage en régime statique est effectué en utilisant dix masses marquées (étalons) allant de 1,636 kg à 20,180 kg. Chaque dynamomètre est soumis à une succession ordonnée et progressive de mesurande. Il subit une montée de charge pour atteindre 103,496 kg correspondant à la somme de toutes les masses marquées.

Les relations entre les valeurs mesurées et les valeurs réelles sont exprimées dans la figure qui suit (figure 25). La droite de régression fournit une information précise sur la qualité de la réponse du dynamomètre aux sollicitations extérieures.



Figure 25 Étude de corrélation entre les valeurs réelles et les valeurs mesurées par les quatre dynamomètres lors d'un étalonnage utilisant dix masses marquées.

Cette procédure vérifie la linéarité du dynamomètre d'une part, et évalue l'écart entre les valeurs réelles et mesurées, d'autre part. L'erreur systématique notée pour chaque dynamomètre est ensuite prise en compte afin d'être corrigée.

Afin de vérifier la qualité de réponse en régime dynamique et la synchronisation des dynamomètres, un étalonnage indirect est effectué. Il s'agit là de la seconde procédure de calibration appelée aussi étalonnage par comparaison. Les capteurs mains sont donc fixés successivement sur les plateformes de forces par l'intermédiaire d'une interface en tôle d'acier. Dans ces conditions, l'application d'une force au capteur main permet l'enregistrement successif des variations de tensions délivrées par les deux dynamomètres. Le comportement respectif des dynamomètres en mode dynamique est ainsi évalué et les éventuels écarts de synchronisation sont alors corrigés. Cette procédure est reprise à la fin des expérimentations dans le but de vérifier le bon fonctionnement des instruments de mesure et garantir une application sûre des principes de la mécanique à chaque instant.

2.3-L'étude des actions mécaniques

D'une manière générale, une action mécanique est un processus qui maintient un équilibre, provoque une déformation, produit un mouvement ou s'oppose à un mouvement.

Les actions mécaniques qui agissent sur un point matériel peuvent être représentées par des vecteurs ayant pour origine ce point. Ces grandeurs ne sont pas directement accessibles par la mesure, seules leurs conséquences peuvent être déterminées : présence ou absence d'équilibre, mesure de déplacement, mesure de déformations, *etc*.

Les actions mécaniques sont classées en :

- force : caractérisée par sa résultante et l'axe de moment nul du glisseur (point d'application de la force). Une force tend à déplacer le corps sur laquelle elle s'exerce, suivant la direction définie par sa résultante, donc parallèle au support de la force.
- couple : est équivalent à un couple de deux forces de résultantes opposées, donc de support parallèle. Il est caractérisé par son vecteur-moment, indépendant du point considéré. Un couple tend à faire tourner le corps sur lequel il s'exerce, dans le sens direct autour de la direction définie par le vecteur-moment de couple.
- action mécanique quelconque : peut être décrite comme étant la superposition d'une force et d'un couple.

Afin de traduire par des équations l'effet des actions mécaniques sur l'état du centre de gravité de l'athlète, on est amené à énoncer l'axiome suivant : *Toute action mécanique s'exerçant sur un point matériel peut être représenté par un torseur associé à ce point*.

2.4-Détermination du torseur dynamique

Le torseur est un objet mathématique unique qui s'exprime en tout point d'un référentiel de l'espace à l'aide de deux vecteurs : le premier noté \vec{R} , appelé résultante, est invariant par changement de point dans le référentiel ; le second noté $\vec{\mathfrak{M}}_{(O,\vec{R})}$ est le vecteurmoment du torseur au point *O*, variant avec le point considéré.

$$\mathcal{J}_{O} = \begin{cases} \overrightarrow{R} \\ \overrightarrow{\mathfrak{M}}_{(O,\overrightarrow{R})} \end{cases} = \begin{cases} \sum \overrightarrow{F}_{i} \\ \sum \overrightarrow{\mathfrak{M}}_{(O,\overrightarrow{F}_{i})} \end{cases}$$
Éq.III.2

Les quatre torseurs obtenus suite à la procédure de conversion des tensions sont respectivement exprimés par rapport aux repères de référence des deux PFF (\Re_P) et des deux capteurs composites (\Re_M). L'interprétation de ces grandeurs n'est possible que si tous les efforts sont exprimés par rapport à un même référentiel (\Re_0) (figure 26).


Figure 26 Orientation des repères : PFF (\Re_p), capteur main (\Re_M) et absolue (\Re_0)

Les deux repères de références des capteurs composites instrumentant les appuis mains et désignés par \mathfrak{R}_M possèdent la même orientation que \mathfrak{R}_0 contrairement aux repères PFF (\mathfrak{R}_p).

La connaissance de l'orientation de \Re_p dans \Re_0 est nécessaire pour définir la matrice de passage de \Re_0 à \Re_p notée R_0^p . Il s'agit d'une matrice de forme carrée (3×3) dont les colonnes sont les composantes des vecteurs unitaires de \Re_p dans \Re_0 .

L'expression des termes de cette matrice de passage R_0^p dans le cas du repérage angulaire de \Re_p par rapport à \Re_0 peut être définie par plusieurs méthodes, tel que :

les angles d'Euler qui se caractérisent par la succession de trois rotations (*rot_i*) d'angle ψ , θ , φ , respectivement autour des axes Z_0 , X_0 , Z_0 noté :

$$\mathfrak{R}_{0} \xrightarrow{\operatorname{rot}_{1}(Z_{0},\psi)} \mathfrak{R}_{0}' \xrightarrow{\operatorname{rot}_{2}(X_{0},\theta)} \mathfrak{R}_{0}'' \xrightarrow{\operatorname{rot}_{3}(Z_{0},\phi)} \mathfrak{R}_{0}$$

les angles de Cardan ou RTL (Roulis-Tangage-Lacet) définis également par une succession de trois rotations φ₁, φ₂, φ₃ pour définir le passage de R₀ à R_p suivant trois axes différents, X₀, Y₀ et Z₀ noté :

$$\mathfrak{R}_{0} \xrightarrow{\operatorname{rot}_{1}(X_{0}, \varphi_{1})} \mathfrak{R}_{0}' \xrightarrow{\operatorname{rot}_{2}(Y_{0}, \varphi_{2})} \mathfrak{R}_{0}'' \xrightarrow{\operatorname{rot}_{3}(Z_{0}, \varphi_{3})} \mathfrak{R}_{0}$$

La définition de ces matrices de passages repose sur le principe de la transformation simple qui permet de déduire une base à partir d'une autre par une seule rotation (sans tenir compte de la translation) d'angle θ autour de l'axe OX_0 ou OY_0 ou OZ_0 . De ce fait, les angles d'Euler et les angles de Cardan sont définis par une succession de transformations simples.

Trois matrices décrivant chacune une transformation simple d'un angle θ autours d'un seul axe à la fois peuvent être décrites :

$$rot(X_0,\theta) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & C\theta & -S\theta \\ 0 & S\theta & C\theta \end{bmatrix} \qquad rot(Y_0,\theta) = \begin{bmatrix} C\theta & 0 & S\theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -S\theta & 0 & C\theta \end{bmatrix}$$
$$rot(Z_0,\theta) = \begin{bmatrix} C\theta & -S\theta & 0 \\ S\theta & C\theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

avec C désigne la fonction cosinus et S la fonction sinus.

Ainsi, dans le cas de cette étude, les éléments de la matrice de passage R_0^p peuvent être déterminés suite à la succession de deux transformations simples. La première comporte une rotation d'angle $\alpha = \pi$ autour de l'axe OY_0 , la deuxième est une rotation d'angle $\theta = -\frac{\pi}{2}$ autour de l'axe OZ_0

$$\mathfrak{R}_{0} \xrightarrow{\operatorname{rot}_{1}(Y_{0},\alpha)} \mathfrak{R}_{0}' \xrightarrow{\operatorname{rot}_{2}(Z_{0},\theta)} \mathfrak{R}_{0}$$

Compte tenu de la définition d'une matrice de passage, il est possible d'écrire :

$$R_0^{\mathsf{p}} = rot_1(Y_0, \alpha) \cdot rot_2(Z_0, \theta) = \begin{bmatrix} \mathcal{C}\theta\mathcal{C}\alpha & -\mathcal{S}\theta & \mathcal{C}\theta\mathcal{S}\alpha \\ \mathcal{S}\theta\mathcal{C}\alpha & \mathcal{C}\theta & \mathcal{S}\theta\mathcal{C}\alpha \\ -\mathcal{S}\alpha & \theta & \mathcal{C}\alpha \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \theta & -1 & \theta \\ -1 & \theta & \theta \\ \theta & \theta & -1 \end{bmatrix}$$

Le produit matriciel de R_0^p par le vecteur \vec{F}_{\Re_p} du torseur des actions extérieures à l'athlète décrit initialement par rapport au repère \Re_p , permet de l'exprimer par rapport au repère absolu \Re_0 :

$$\vec{F}_{i_{\mathcal{R}_0}} = R_0^{\mathsf{p}} \vec{F}_{i_{\mathcal{R}_p}}$$
Éq.III.3

De même, le calcul suivant est effectué afin d'exprimer les moments initialement décrient en O_i de \Re_p dans \Re_0 :

$$\overrightarrow{\mathfrak{M}}(o_i,\overrightarrow{R}_i)/\mathfrak{R}_0 = R_0^{\mathsf{P}} \overrightarrow{\mathfrak{M}}(o_i,\overrightarrow{R}_i)/\mathfrak{R}_{\mathsf{P}}$$
Éq.III.4

Les moments de force calculés en O_i (origine d'un repère dynamomètre) et exprimés par rapport à \Re_0 présentent peu d'intérêt. Par contre, un moment calculé en un centre articulaire d'une articulation ou au centre de gravité est beaucoup plus intéressant. La détermination de la position du centre de gravité (*G*) par dynamométrie lors de la position *Prêt* est décrite par la suite dans ce même chapitre (§-III.4). Il existe la relation suivante entre deux vecteurs-moments en deux points O_i et G du même référentiel (relation de transport des moments) :

$$\overline{\mathfrak{M}}_{(G,\overline{R_i})/\mathfrak{R}_0} = \overline{\mathfrak{M}}_{(O_i,\overline{R_i})/\mathfrak{R}_0} + \overline{R_i}_{/\mathfrak{R}_0} \wedge \overline{O_i}\overline{G}_{/\mathfrak{R}_0}$$
 Éq.III.5

La détermination des torseurs (\mathfrak{J}) au niveau des quatre appuis : main droite (Md), main gauche (Mg), pied droit (Pd) et pied gauche (Pg) par rapport à \mathfrak{R}_0 et leur addition, permet de définir le torseur des actions mécaniques externes (\mathfrak{T}_G) exercées au centre de gravité de l'athlète.

Le champ des moments dynamiques du centre de gravité *G* par rapport à \Re_0 est un torseur dynamique dont la quantité d'accélération est la résultante. *G* étant le centre de gravité de l'athlète de masse *m* dans \Re_0 et *O* un point quelconque. Les éléments de réduction en *O* du torseur \mathfrak{F}_G à tout instant sont :

la résultante dynamique (ou quantité d'accélération) du centre de gravité par rapport à
R₀ définit par

$$\vec{R}_{\mathcal{R}_0} = m\vec{a}_{\mathsf{G}/\mathcal{R}_0}$$
 Éq.III.7

• le moment dynamique du centre de gravité par rapport à \Re_0 au point O, définit par

$$\overline{\mathfrak{M}}_{(O,\overline{R}i)/\mathfrak{R}_0} = \overline{OG} \wedge m\vec{a}_{G/\mathfrak{R}_0}$$
Éq.III.8

3-Description de l'état du centre de gravité de l'athlète lors de la phase du départ

L'évaluation des actions mécaniques externes qui s'exercent sur l'athlète lors de la phase du départ de course vitesse permet à partir de l'application des lois de la mécanique classique de décrire l'état de son centre de gravité à tout instant. Toutefois, avant d'énoncer ces lois il importe de définir la nature des actions mécaniques qui s'exercent sur l'athlète. Elles peuvent être classées en deux catégories :

- la première comprend les actions de contacts qui s'exercent sur l'athlète au niveau des points de contact de son corps avec le milieu extérieur c'est-à-dire au niveau des mains et des pieds droits et gauches, noté respectivement \vec{F}_{Md} , \vec{F}_{Mg} , \vec{F}_{Pd} et \vec{F}_{Pg} .
- □ la deuxième comprend une action à distance représentée par la gravitation terrestre $\left(\left\|\vec{g}\right\| = 9,81 \text{ ms}^{-2}\right)$ dont la ligne d'action passe par le centre de gravité de l'athlète et

dont la direction est donnée par la verticale descendante. L'intensité de cette force définie le poids noté : $\vec{\mathcal{P}} = m\vec{g}$.

Par la suite, la considération d'un référentiel galiléen admet l'application des lois de la mécanique newtonienne à l'athlète. Ces lois permettent de déduire que :

- le centre de gravité de l'athlète possède un mouvement rectiligne uniforme s'il n'est soumis à aucune force (principe de l'inertie).
- ^D lorsqu'il est soumis à des forces (\vec{F}_i) , le centre de gravité de l'athlète possède une accélération (\vec{a}_a) proportionnelle à la résultante de cette force (\vec{R}) , et ayant les mêmes directions et sens que cette dernière (principe fondamental de la dynamique) tel que

$$\vec{R} = \sum \vec{F}_i = m\vec{a}_g \qquad \text{Éq.III.9}$$

s'il y a interactions entre un segment S_1 de l'athlète et un solide S_2 de son milieu extérieur, les actions de contacts de S_1 sur S_2 ($\vec{F}_{1/2}$) et de S_2 sur S_1 ($\vec{F}_{2/1}$) sont égales et opposées (sur la ligne d'action S_1S_2): $\vec{F}_{1/2} = -\vec{F}_{2/1}$ (principe de réciprocité également dénommé principe d'action-réaction).

Lors de la phase Prêt

Au cours de cette phase, le point matériel (athlète réduit à son centre de gravité) est considéré en équilibre (état de repos). Cela signifie que sa position est fixe par rapport à \Re_0 ($\overrightarrow{OG} = cte$). Étant initialement immobile dans \Re_0 , la somme des forces externes qui lui sont appliquées est nulle :

$$\vec{F}_{Md/R_o} + \vec{F}_{Mg/R_o} + \vec{F}_{Pd/R_o} + \vec{F}_{Pg/R_o} + \vec{\mathcal{G}}_{G/R_o} = \vec{O}$$
Éq.III.10

La mesure dynamométrique de ces actions mécaniques permet de déterminer la position du centre de gravité (figure 27) du coureur par rapport à M et P respectivement points d'applications des résultantes des forces exercées au niveau des deux mains (\vec{R}_{M}) et des deux pieds (\vec{R}_{P}). Il est possible de représenter par des vecteurs les actions mécaniques qui s'exercent sur l'athlète assimilé à un solide rigide (S) de masse (m) (figure 27).

Dans un souci de simplification de la représentation figurant ci-dessous, les directions des vecteurs \vec{R}_{P} et \vec{R}_{M} sont choisies identiques au poids.



Figure 27 Évaluation de la position du centre de gravité (G) de l'athlète au repos suite à son assimilation à un solide rigide.

L'application du principe fondamental de la statique au solide (S) permet d'écrire :

$$\begin{aligned} \mathfrak{F}_{G/\mathfrak{R}_{0}} &= 0 \\ \text{d'où} \quad \frac{\overrightarrow{R}_{G/\mathfrak{R}_{0}}}{\sum \widetilde{\mathfrak{M}}_{(G,\overrightarrow{R})/\mathfrak{R}_{0}}} \end{aligned} = \overrightarrow{0} \end{aligned}$$

La connaissance de la distance $\left| \overline{MP_x} \right|$ représentant l'écart antéropostérieur entre *M* et *P* (figure 27) ainsi que l'application de la seconde condition d'équilibre permet de déterminer la position horizontale du centre de gravité de *S* suivant l'axe antéropostérieur OX_0 comme suit :

$$\vec{\mathfrak{M}}_{(M,\vec{R}_M)/\mathfrak{R}_{\circ}} + \vec{\mathfrak{M}}_{(M,\vec{R}_P)/\mathfrak{R}_{\circ}} + \vec{\mathfrak{M}}_{(M,\vec{P}_G)/\mathfrak{R}_{\circ}} = \vec{0}$$
$$\vec{0} + \vec{MP} \wedge \vec{R}_P + \vec{MG} \wedge \vec{\mathcal{P}} = \vec{0}$$

Sachant que $MP_y = 0$, $MP_z = 0$ et $R_y = 0$ il devient :

$$\begin{bmatrix} 0\\ -R_{p_z} \cdot MP_x\\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0\\ -mg_z \cdot MG_x\\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0\\ 0\\ 0 \end{bmatrix}$$

d'où $MG_x = \frac{-R_{p_z} \cdot MP_x}{mg}$ Éq III.11

et
$$PG_x = MP_x - MG_x$$
 Éq.III.12

La position horizontale du centre de gravité G_x correspond à la position du point d'application de la résultante des forces qui s'exercent sur l'athlète. C'est le barycentre des actions mécaniques de contact de l'athlète avec le milieu extérieur.

Lors de l'impulsion

Lors de l'impulsion, la variation de la quantité de mouvement du centre de gravité de l'athlète est d'autant plus grande que les actions mécaniques mesurées sont importantes. Cette phase débute à l'instant (t_a) et prend fin à l'instant d'éjection (t_e). L'application du principe fondamental de la dynamique permet d'exprimer la variation élémentaire de la quantité de mouvement du centre de gravité ($md\vec{V}_G$) suivant un axe donné en fonction de la composante de l'impulsion élémentaire des forces extérieures suivant le même axe. Cette relation est exprimée par l'équation suivante :

$$m \cdot \begin{bmatrix} dV_{Gx} \\ dV_{Gy} \\ dV_{Gz} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ mg_z \end{bmatrix} + \begin{pmatrix} F_{Mdx} \\ F_{Mdy} \\ F_{Mdz} \end{bmatrix} + \begin{pmatrix} F_{Mgx} \\ F_{Mgy} \\ F_{Mgz} \end{bmatrix} + \begin{pmatrix} F_{Pdx} \\ F_{Pdx} \\ F_{Pdz} \end{bmatrix} + \begin{pmatrix} F_{Pgx} \\ F_{Pgy} \\ F_{Pgz} \end{bmatrix} \end{bmatrix} \cdot dt \qquad \text{Éq.III.13}$$

Pour évaluer la vitesse du centre de gravité de l'athlète, il faut calculer les variations instantanées $d\vec{V}_G$ tout au long du geste du départ pour ensuite les cumuler. La variation totale $\Delta \vec{V}_G$ entre l'instant initiale t_i et un instant quelconque t est égale à la somme discrète des $d\vec{V}_G$ élémentaires suivant la relation suivante :

$$\Delta \vec{V}_G = \vec{V}_{Gt} - \vec{V}_{Gt_i} = \frac{1}{m} \int_{t_i}^t \vec{R}_G dt \qquad \text{Éq III.14}$$

En posant t_i comme étant un instant de la phase $Pr\hat{e}t$, il devient possible de déterminer directement la vitesse du centre de gravité de l'athlète à n'importe quel instant t. Cela est due au fait que la vitesse du centre de gravité au cours de cette phase est considérée nulle $(\vec{V}_{Gt_i} = \vec{0})$; ce qui permet d'écrire :

$$\begin{bmatrix} V_{Gxt} \\ V_{Gyt} \\ V_{Gzt} \end{bmatrix} = \frac{1}{m} \cdot \begin{bmatrix} \int_{t_i}^{t} F_x(t) \\ \int_{t_i}^{t} F_y(t) \\ \int_{t_i}^{t} (\mathcal{G} + F_z(t)) \end{bmatrix} \cdot dt \qquad \text{Éq.III.15}$$

D'après l'équation III.15, l'intensité de la vitesse du centre de gravité de l'athlète à l'instant *t* est proportionnelle à la grandeur de la somme des forces qui s'exercent sur l'athlète

suivant le même axe. Toutefois, l'athlète est contraint de générer la plus grande force dans la plus courte durée (dt).

Possédant la variation de la résultante des forces qui s'exercent sur l'athlète au cours de la phase d'action, le calcul de la vitesse instantanée de son centre de gravité est réalisé par un procédé d'intégration numérique pas à pas suivant une méthode d'intégration approchée, dite méthode des trapèzes. Cette méthode consiste à remplacer un arc de la courbe par un segment. Il s'agit donc d'une interpolation linéaire.

Les mesures des actions mécaniques sont échantillonnées à une fréquence de 1000 Hz, ainsi les intervalles de temps sont relativement petits. Cela assure une exploitation plus précise des données numériques de forces. L'aire totale sous la courbe est ainsi divisée sur des intervalles réguliers représentés par des trapèzes. Ainsi, la somme des aires représente une approximation de l'intégrale de la force en question.

Cette méthode est également utilisée pour estimer la variation de la position du centre de gravité de l'athlète $\Delta \overrightarrow{OG}$ comme suit :

$$\Delta \overrightarrow{OG} = \overrightarrow{OG}_t - \overrightarrow{OG}_{t_i} = \int_{t_i}^t \overrightarrow{V}_G \cdot dt$$
 Éq.III.16

Lors de la phase aérienne

Le début de la phase aérienne est déterminé par l'instant d'éjection (t_e) qui correspond au décollage du pied avant de l'athlète. Dès cet instant, toutes les actions de contacts s'annulent jusqu'à la réception du pied arrière au sol. Seule l'action de la gravitation terrestre appliquée au centre de gravité de l'athlète suivant la verticale descendante (OZ_0) continue à être exercée tout au long de cette phase.

D'après la première loi de Newton, au cours de cette phase, le mouvement du centre de gravité de l'athlète dans \Re_0 suivant l'horizontale OX_0 et OY_0 , est un mouvement rectiligne uniforme (la résistance de l'air est négligée). L'application des lois du mouvement rectiligne uniforme permet d'écrire :

$$x(t) = x_i + V_x t \qquad V_x(t) = V = V_i \qquad a_x(t) = 0$$

avec x(t) chemin parcouru, x_i position initiale (à $t = Pr\hat{e}t$), $V_x(t)$ vitesse uniforme, (t) temps écoulé, v_i vitesse initiale et a_x accélération.

Suivant la verticale (OZ_0), le centre de gravité possède un mouvement accéléré d'intensité $g_z = -9.81 \text{ ms}^{-2}$. L'application des lois du mouvement rectiligne uniformément accéléré évalue le déplacement, la vitesse et l'accélération du centre de gravité du coureur comme suit :

$$z(t) = \frac{1}{2}at^2 + V_i t + z_i$$
 $V_z(t) = at + V_i$ $a_z(t) = g$

La connaissance de l'intensité des composantes de la vitesse du centre de gravité à t_e notée $\vec{V}_{éject}$, permet de calculer l'angle d'éjection ($\theta_{éject}$) du centre de gravité. Cet angle est défini comme étant le degré d'élévation de la norme de la vitesse d'éjection $(\|\vec{V}_{éject}\| = \sqrt{V_{éject_x}^2 + V_{éject_z}^2 + V_{éject_z}^2})$ par rapport au plan horizontal. La non prise en compte de la faible vitesse médio latérale (V_y) dans le calcul de l'angle d'éjection, et l'utilisation de la fonction cosinus fournit un résultat de 8° au lieu de 6° (soit une erreur relative de 20%) pour $V_x = 3,28$ m/s, $V_y = -0,27$ m/s et $V_z = 0,37$ m/s. L'utilisation de la fonction sinus garantie un résultat fiable indépendamment du nombre de composante mesurée. L'estimation de l'angle d'éjection sera obtenue à partir de cette seconde méthode.

Chapitre ${f IV}$

Résultats et analyses

1-Chronologie de la phase de départ

Le traitement et l'analyse des données expérimentales ont nécessité de définir, avec précision, certains instants remarquables de la phase de départ de la course de vitesse.

Dans toutes les figures de cette étude, l'instant d'émission du signal de départ correspond à l'origine des temps (figure 28). Toutes les variables sont exprimées par rapport au référentiel galiléen \Re_0 (§-III.2.1). Un rééchantillonnage à 250 Hz des données numériques est effectué afin de faciliter la lecture des courbes.



Figure 28 Variation typique de la norme de la somme des forces externes lors d'un départ de sprint La détermination des instants tels que t_a (mise en action) ou t_e (éjection) repose sur l'analyse des variations de la norme des forces qui s'exercent au niveau de chaque appui (figure 29). Les différents instants de la phase de départ sont notés comme suit :

- t_s : instant du signal de départ, c'est l'origine des temps ($t_s = 0$ s)
- *t_a* : instant de début de l'action de l'athlète (début de la variation de la quantité de mouvement de son centre de gravité)
 - t_{aM} : instant de début de l'action des mains
 - t_{aMd} : instant de début de l'action de la main droite
 - t_{aMg} : instant de début de l'action de la main gauche
 - t_{aPr} : instant de début de l'action du pied arrière
 - t_{aPv} : instant de début de l'action du pied avant
 - t_e : instant de décollage du pied avant et éjection de l'athlète des blocs de départ
 - t_{eM} : instant de décollage des mains
 - t_{eMd} : instant de décollage de la main droite
 - t_{eMg} : instant de décollage de la main gauche
 - t_{ePr} : instant de décollage du pied arrière



Figure 29 Variations typiques de la norme des actions mécaniques exercées au niveau de chaque appui

Ces différents instants sont délicats à déterminer expérimentalement. Les études antérieures [Mick 00, Tiro 03] qui portent sur l'analyse du pas de marche définissent, généralement, l'instant de début de la variation de l'action du pied sur le sol dès que l'écart entre la norme des actions mécaniques exercée au niveau de l'appui dépasse de 20N la valeur de repos. Le décollage du pied correspond à l'instant où l'appui devient inférieur à 5N.

Pour le départ de sprint, l'athlète débute son mouvement alors qu'il est déjà en contact avec les dynamomètres. Il faut donc connaître la fonction : Force = f(t) définie avant le signal de départ afin de pouvoir déterminer, au mieux, l'instant de début du mouvement. Dans le paragraphe qui suit, les différentes valeurs de t_a obtenues par différentes méthodes sont comparées. Il est ainsi possible d'estimer l'effet relatif de ces méthodes sur l'estimation du temps de réaction de l'athlète et la qualité d'appréciation d'un éventuel faux départ (§-1.2.1).

1.1-Les instants de mise en action :

Le temps de réaction $(t_a - t_s)$ minimal fixé par l'IAAF est de 0,1 s.

La détermination de l'instant de la mise en action est une étape cruciale qui peut provoquer la disqualification de l'athlète « fautif ! » (§-1.2.1).

La figure 30 représente la variation de la norme de la somme des forces externes exercées au niveau des pieds aux environs de t_s [$t_s - 0.2$ s $t_s + 0.1$ s]. Durant cette période l'athlète est considéré être en position d'équilibre (§-3.4) ; or les mesures dynamométriques montrent une instabilité du signal due à une légère oscillation de l'athlète. Ces variations peuvent atteindre des valeurs de l'ordre de 30 à 40 N.



Figure 30 Exemples de la variation de la norme de la somme des forces exercées au niveau des pieds lors de la position quadrupédique aux environs de $t_s = 0$ s

La précision de la détermination des instants de mise en action nécessite la prise en compte de cette instabilité de l'athlète avant la mise en action.

Plusieurs méthodes de détermination de l'instant de mise en action (t_a) sont confrontées afin d'estimer la précision de cet instant crucial.

Si la détection de t_a présente des enjeux majeurs, l'IAAF ne donne aucune indication concernant la méthode ou l'*appareil de détection de faux départs approuvé* (règle 162.10) (§-I.2.1). Cela laisse à des sociétés telles que *Lynx*, *Seiko* et *Omega* toute la liberté pour développer des moyens de détection de « faux départs ».

Omega Sport Timing fournisseur officiel de l'IAAF depuis 1932, précise dans ses fiches techniques que son système de contrôle de faux départ pour l'athlétisme ... prend en considération le temps de réaction physiologique, qui représente le temps écoulé entre le signal de départ et la poussée du pied de l'athlète contre le cale pied ... L'ordinateur OFD 2-AT mémorise et imprime toutes les poussées... Le seuil de détection de la poussée est réglable de 200 à 400 N.

La figure 30 montre que l'approche préconisée par *Omega* surestime l'instant t_a . Il importe donc de confronter cette approche à d'autres afin d'étudier leurs effets sur la détermination de cet instant crucial. Le tableau 2 illustre les différentes approches testées sur les données issues des 92 essais de départs de course vitesse (§-III.1.1)

Tableau 5 Les différentes approches adoptées pour l'estimation de l'instant de la mise en action (sd : écart type de la force mesurée avant le signal de départ, Inter : intersection de deux droites)

Approches	A1	A2	A3	A4	A5	A6	A7	A8	A9	A10
[Newton]	20	30	40	200	270	300	3 x sd	4 x sd	5 x sd	Inter

- les trois premières approches A1, A2, et A3 utilisent un seuil de détection dont l'ordre de grandeur varie entre 20 et 40 N en référence aux études qui portent sur l'analyse du pas de marche [Mick 00, Tiro 03].
- les approches A4, A5 et A6 sont des seuils approuvés par l'IAAF et adoptés lors de rencontres officielles.
- Les approches A7, A8, A9 utilisent des seuils qui correspondent à une variation de n = {3, 4, 5} écart type (sd) de la norme de la somme des forces par rapport à sa moyenne calculée sur une durée de 0,1 s qui précède le signal de départ.

l'approche A10 estime l'instant de mise en action par l'intersection (Inter) de deux droites D1 et D2. La figure 31 illustre cette approche en prenant comme exemple la détermination de l'instant de début de l'action du pied arrière suite à l'étude de la norme de la force qui s'y exerce || Fpr ||



Figure 31 Représentation de l'approche A10 pour la détermination de l'instant de mise en action du pied arrière en prenant en compte la norme des forces qui s'y exercent.

D1 est une droite de la forme $Y_1 = Cte$ où Y_1 représente la valeur moyenne de Part1 (figure 31). Part1 est un segment de la courbe de $\|\overrightarrow{Fpr}\|$ qui s'étend de t_s -0,1 s jusqu'à t_s . L'équation de la droite D1 s'écrit comme suit :

$$Y_{I} = \frac{1}{n \times Freq} \times \sum_{t_{s} \cdot n}^{t_{s}} \left\| \overrightarrow{Fpr} \right\|$$

telle que *Freq* correspond à la fréquence d'échantillonnage soit 1000 Hz et n = 0,1 s. D2 est une droite qui a pour équation $Y_2 = a_2 x + b_2$ dont les paramètres a et b sont définis par régression linéaire menée sur les données de Part2 (figure 31). Part2 est un segment de $\|\overrightarrow{Fpr}\|$ comprenant 40 données numériques et dont le milieu coïncide avec le point M (figure 31) définie à partir de $\|\overrightarrow{Fpr}\|$ comme suit :

$$M = \left(\max\left(\left\| \overrightarrow{Fpr} \right\| \right) - \frac{1}{n} \times \sum_{t_s - n}^{t_s} \left\| \overrightarrow{Fpr} \right\| \right) \times 0.25 + \frac{1}{n} \times \sum_{t_s - n}^{t_s} \left\| \overrightarrow{Fpr} \right\|$$
Éq.IV.1

Ainsi, la définition de D1 et D2 permet d'identifier l'instant t_{aPr} correspondant à l'intersection des deux droites comme suit :

$$t_{aPr} = (Y_1 - b_2) \times \frac{1}{a_2}$$
 Éq.IV.2

Suite à l'application de chacune de ces approches sur les 92 essais de départ de sprint, il importe de déterminer si l'instant moyen de mise en action est le même d'une approche à une autre. La représentation des diagrammes en boîte (box plot) ci-dessous (figure 32) illustre la médiane, le quartile inférieur et supérieur ainsi que les valeurs extrêmes pour chaque approche.



Figure 32 Diagrammes en boîtes des instants de mise en action en fonction de l'approche adoptée. (*) Désigne l'existence d'observations numériquement distantes par rapport aux autres données de l'approche en question

Pour déterminer la présence d'éventuelles différences significatives entre ces approches, une analyse de variance à un facteur (ANOVA1) est effectuée.

Les résultats de l'ANOVA1 démontrent que l'instant moyen des mises en action de tous les sujets n'est pas le même pour toutes les approches. La probabilité d'obtenir un F de Fisher encore plus grand est quasi nulle. Afin de définir lesquelles parmi ces approches sont significativement différentes, un test de comparaison multiple est effectué.

L'hypothèse d'une différence significative entre les approches est considérée nulle si le risque est inférieur à 0,01. Le tableau 3 illustre les résultats de cette analyse.

	A2	A3	A4	A5	A6	A7	A8	A9	A10
A1	-	-	s	S	S	S	S	-	-
	A2	-	s	S	S	S	S	S	-
		A3	s	S	S	S	S	S	-
			A4	-	-	S	S	S	S
				A5	-	S	S	S	S
					A6	S	S	S	S
						A7	-	S	S
							A8	-	S
								A9	S

Tableau 6 Comparaison multiple des moyennes issues des 92 essais et des 10 approches(s) désigne une différence significative à p < 0,01</td>

Outre la différence entre A1 et A9, les différences restent significatives pour une valeur de p < 0,1 (c'est-à-dire pour un intervalle de confiance de 90%).

Ces résultats démontrent que les approches A4, A5 et A6 adoptées par l'IAAF présentent des différences significatives par rapport à toutes les autres approches.

Les approches A1, A7, A8 et A9 sont très sensibles à l'équilibre instable des athlètes dans les blocs de départ. Elles indiquent soit un faux départ (A1 et A7) soit des observations numériquement distantes par rapport aux autres données (A8 et A9) (figure 32).

Les approches A2 et A10 semblent donner des résultats identiques et permettent d'estimer les plus petits délais de mise en action sans toutefois déclencher de *faux départs*.

Compte tenue de la simplicité de sa mise en œuvre et de son efficacité, l'approche A2 est retenue afin de déterminer les instants de mise en action. Les différences moyennes des instants entre l'approche A2 adoptée au cours de cette étude et les approches A4, A5 et A6 adoptées par l'IAAF sont respectivement de l'ordre de 0,08 s ; 0,09 s et 0,11 s. Quand aux différences maximales, elles sont respectivement de 0,21 s ; 0,26 s et 0,27 s.

En adoptant l'approche A2, une différence significative²² est notée entre les instants de mise en action du pied arrière et du pied avant. La différence maximale absolue est de l'ordre de 0,07 s.

²² Différence significative à p < 0,1

Aussi, une différence significative22 est notée entre les instants de mise en action des mains et des pieds. En effet, l'action des mains peut devancer celle des pieds de 0,05 s (figure 29). Cela remet en question l'approche adoptée par l'IAAF qui ne prend pas en compte ces appuis pour l'estimation du temps de réaction des athlètes.

De plus, la *mise en tension*²³ puis le relâchement de l'athlète lors de la position $Pr\hat{e}t$, peut entraîner le déclenchement d'un faux départ alors que ce dernier n'a pas quitté les blocs.

Pour remédier à ces difficultés de moyens techniques, l'IAAF a instauré une règle²⁴ qui exige l'immobilité de l'athlète dès l'ordre *Prêt* énoncé par le Starter (§-I.2). Cette règle est bien sur mécaniquement irréaliste comme le montre la figure 30. Le corps humain ne peut dans ce cas être réduit à un solide indéformable mais à un système polyarticulé.

1.2-Les instants de décollage :

L'instant de décollage traduit la rupture du contact mécanique situé au niveau d'un point d'appui de l'athlète. Cela se manifeste par l'annulation de l'action de contact exercée au niveau de l'appui considéré. Tenant compte de la précision de chaque dynamomètre (§-III.2.2), et des études bibliographiques portant sur la détection des instants de décollage et de contact [Mick 00, Tiro 03], le décollage d'un segment correspond à l'instant où la norme de la force qui s'exerce sur le support devient inférieure à 10 N (figure 33).



Figure 33 Méthode de détection de l'instant de décollage. Exemple du pied avant (représentation d'une partie de la courbe de l'évolution de la norme des forces exercées au niveau du pied avant)

²³ La *mise en tension* de l'athlète dans les blocs correspond à une augmentation de l'intensité des forces horizontales exercées au niveau des pieds et des mains.

²⁴ Règle 162.2 : Le départ de toutes les courses se fera au coup de feu d'un pistolet du Starter ou d'un appareil de départ approuvé, tiré vers le haut, dès que <u>le Starter aura vérifié que tous les athlètes sont immobiles et dans la position de départ correcte</u>.

1.3-Les séquences du départ

Suite à la détermination de l'instant du signal de départ, des instants de début de la mise en action et du décollage, il devient possible de définir les durées des quatre séquences suivantes: le temps de latence $(t_a - t_s)$, l'impulsion des mains $(t_{eM} - t_{aM})$, l'impulsion du pied arrière $(t_{ePr} - t_{aPr})$ et du pied avant $(t_e - t_{aPv})$ (figure 34).



Figure 34 Durées moyennes et écarts types du temps de latence (t_a-t_s) et de l'impulsion (t_e-t_a) de chaque segment

La durée moyenne nécessaire à l'éjection de l'athlète des blocs de départ ($450 \pm 46 \text{ ms}$) représente environ 5% de la performance totale d'une course de 100 m. Le temps de latence représente 32% de la durée de l'impulsion. La durée de l'impulsion des mains représentant 40% de la durée de l'impulsion totale (450 ms). Une durée de 52 $\pm 30 \text{ ms}$ sépare l'instant de décollage des mains et du pied arrière.

Dans leurs consignes, les entraîneurs indiquent aux athlètes que, lors du départ de sprint, la main opposée au pied avant doit quitter le sol en premier pour se diriger vers l'avant. Mécaniquement cela peut s'expliquer par la nécessité de minimiser le moment cinétique de l'athlète autour de l'axe vertical. Cela n'est possible que lorsque le moment engendré par l'oscillation de la jambe arrière est contrebalancé par celui du membre supérieur opposé. Cependant, ayant une masse plus faible que la jambe, le bras opposé doit compenser cette différence en augmentant sa vitesse. Il doit donc effectuer un mouvement très rapide vers l'avant.

Afin de vérifier l'existence de ce fait au sein de la population étudiée (92 essais de départ), une comparaison des temps de contact des deux mains est effectuée. La différence est en moyenne de 22 ±17 ms. Toutefois, elle ne présente pas d'effet significatif (p = 0,41).

2-Études des actions mécaniques lors du départ

Reflétant l'effet de la synergie segmentaire, l'étude des actions mécaniques externes lors du départ permet une description globale du geste. La dissociation des efforts exercés au niveau de chaque appui (figure 35) permet d'étudier la dissymétrie du mouvement.



Figure 35 Variations typiques des actions mécaniques exercées distinctement au niveau : de la main droite, de la main gauche, du pied droit et du pied gauche

Lors de la position *Prêt* et jusqu'à 0,1 s au-delà du signal de départ, l'athlète est supposé être en position d'équilibre stable. Au cours de cette période, les forces médiolatérales exercées au niveau des mains possèdent la même intensité mais sont de sens opposés. Au niveau des pieds, ces forces sont *quasi* nulles.

Le poids du corps est retrouvé en additionnant les forces de contact exercées au niveau des quatre appuis suivant l'axe vertical $\mathcal{P} = F_{Mdz} + F_{Mgz} + F_{Pdz} + F_{Pgz}$. L'erreur relative au poids est de l'ordre de 3%. Elle est due, d'une part, à la précision des dynamomètres, et d'autre part, à la non stabilité de l'athlète (figure 30).

Les forces qui s'exercent verticalement au niveau des mains et des pieds sont respectivement d'environ $66 \pm 10\%$ et $34 \pm 10\%$ du poids de l'athlète (figure 36b). Cela entraîne le centre de gravité du coureur vers l'avant et de ce fait le rapproche de la ligne de départ.



Figure 36 Forces antéropostérieures (a) et verticales (b) exprimée en pourcentage du poids lors de la position *Prêt*. L'écart type exprime la variabilité entre les sujets

Au cours de cette position, les forces antéropostérieures qui s'exercent au niveau des pieds et des mains (figure 36a) sont égales et de sens opposés ; le sujet reste alors en position d'équilibre statique. Si l'une de ces quantités varie sans être contrebalancée par l'autre, l'application du principe fondamental de la statique n'est plus valable, puisque :

$$\sum \vec{F}_{ext} \neq \vec{0} \text{ et } \sum \overline{\mathfrak{M}}_{(G,\overline{F})} \neq \vec{0}$$
 Éq.IV.3

La non vérification de ces équations traduit une accélération du centre de gravité du coureur qui, lors de cette phase, représentera un *faux départ*. Toutefois, compte tenu de l'instabilité de l'athlète (§-IV.1.1) la validation du principe fondamental de la statique reste à définir. D'où la nécessité de définir un seuil à partir duquel on considère la mise en action de l'athlète.

Lors de l'*impulsion*, l'intensité des actions de contacts au niveau des appuis varie brusquement pour atteindre des valeurs maximales décrites dans la figure 37.



Figure 37 Forces maximales antéropostérieures (a) et verticales (b) exprimée en pourcentage du poids lors de l'*impulsion*. L'écart type exprime la variabilité entre les sujets

Les forces qui s'exercent sur le centre de gravité de l'athlète suivant l'axe médiolatéral (OY_0) sont de très faibles intensités (< 50 N).

Au cours de tous les essais, les forces verticales et antéropostérieures exercées au niveau du pied arrière atteignent leurs maxima alors que les mains sont toujours en contact avec le sol.

Afin de définir la contribution de chaque appui à la projection du centre de gravité de l'athlète vers l'avant (OX_0) et vers le haut (OZ_0) tout au long de la phase d'*impulsion*, il importe de distinguer les forces exercées au niveau de chaque appui dès l'instant de la mise en action (t_a) jusqu'à l'éjection (t_e) .

$$\sum_{t_a}^{t_e} \vec{F}_{ext/\Re_o} = \vec{F}_{Pied_avant} + \vec{F}_{Pied_arrière} + \vec{F}_{Main_droite} + \vec{F}_{Main_gauche}$$
Éq.IV.4

L'estimation de la contribution d'un appui à la projection du centre de gravité revient à évaluer la quantité de mouvement partielle \vec{p}_A provoquée par la variation de l'intensité de la force exercée au niveau de l'appui *A*.

$$\vec{p}_A = \int_{t_a}^{t_e} \vec{F}_A dt$$
 Éq.IV.5

Suite à cette équation (Éq.IV.5) il devient possible d'estimer la quantité de mouvement résultante du centre de gravité comme suit :

$$\vec{p}_{G} = \sum \vec{p}_{A} = \int_{t_{a}}^{t_{e}} \left(\sum \vec{F}_{ext/\Re_{o}} \right) dt$$
Éq.IV.6

La figure 38 exprime la contribution de chaque appui exprimée en pourcentage de la quantité de mouvement résultante suivant l'axe vertical (p_{Gx}) et horizontal (p_{Gz}) à différents instants d'éjections.



Figure 38 Contribution de chaque appui (Pied arrière, Pied avant, Mains) suivant l'horizontale (OX_0) et la verticale (OZ_0) aux instants d'éjections des mains (teM), du pied arrière (tePr) et du pied avant (tepv)

Les résultats présentés dans la figure 38 démontrent que l'impulsion des mains favorise la projection du centre de gravité vers le haut plutôt que vers l'avant. De plus, la contribution des mains dans la production d'une impulsion verticale dépasse significativement (p < 0.01) celle du pied arrière à tous les instants. En effet, suivant la verticale, la force maximale exercée au niveau des mains peut atteindre 125% du poids du corps. Elle représente en moyenne 82 ±17% du poids soit 58 ±10% de la résultante des forces externes (figure 39). La figure 39 montre que lorsque la force exercée au niveau du pied arrière atteint son maximum (à tFmaxPr), les mains sont toujours en contact avec le sol et supportent environ 23% de la somme des forces verticales exercées à cet instant.



Figure 39 Force exercée distinctement au niveau des mains, du pied arrière et du pied avant, à différents instants : tFmax correspondant au pic de force exercée au niveau des Mains (M), du pied arrière (Pr) et du pied avant (Pv). Ces quantités sont exprimées en pourcentage de la somme des forces exercées suivant une direction donnée.

Le pied arrière favorise la projection du corps vers l'avant (figure 38). Cet appui possède une part importante (> 50 %) dans la production d'une quantité de mouvement horizontale jusqu'à l'instant d'éjection (t_{ePr}). En termes de forces maximales horizontales (figure 39), 53 ±15% de la résultante des forces externes (soit 60% du poids du corps) s'exerce au niveau du pied arrière suivant l'horizontale OX_0 aux instants tFmax M²⁵ et tFmax Pr²⁶.

L'amplitude de la contribution du pied avant est due en grande partie à la durée de son impulsion plutôt qu'à l'intensité des forces qui s'y exercent. En effet, le pied avant possède la durée d'impulsion la plus importante soit 0,45 \pm 0.05 s (presque deux fois celle du pied arrière) (figure 34), et les forces verticale et horizontale qui s'y exercent sont respectivement de l'ordre de 123 \pm 11 % et 93 \pm 13 % du poids du corps. Ces forces sont comparables à celles exercées au niveau des mains suivant *OZ*₀ et du pied arrière suivant *OX*₀ alors que ces appuis possèdent une durée d'impulsion nettement inférieure.

²⁵ tFmax M instant correspondant au pic de force exercée au niveau des Mains.

²⁶ tFmax Pr instant correspondant au pic de force exercée au niveau du pied arrière.

3-Cinématique du centre de gravité

Suite à la caractérisation de la résultante des forces exercées sur l'athlète dans \Re_0 à chaque instant du départ du sprint (figure 40), il est possible d'estimer la vitesse instantanée du centre de gravité et la variation de sa position en émettant l'hypothèse de stabilité de l'athlète lors de la position *Prêt* comme énoncé dans le troisième chapitre (§-III.4).



Figure 40 Correspondances temporelles entre les variations de la résultante des forces, de vitesse, et de la position du centre de gravité lors du départ de sprint

Néanmoins, suite à l'étude des instants de mise en action (§-VI.1.1), il s'est avéré que l'athlète n'est pas parfaitement stable au court de la position *Prêt*.

L'athlète possède donc une vitesse initiale antéropostérieure non nulle qui peut atteindre des valeurs maximale de l'ordre de 0,13 m/s ; 0,25 m/s ; 0,38 m/s et 0,49 m/s selon que l'on utilise l'approche A2, A4, A5 ou A6 (§-VI.1.1).

Suite à ce constat, il convient de définir judicieusement l'instant de début de l'intégration des données numériques. Le choix de cet instant influe directement sur la valeur de la vitesse (module et direction) et celle de la position du centre de gravité lors de l'éjection. Il importe donc de définir l'instant où la variation des forces est la plus faible afin de débuter l'intégration en considérant la validité du principe fondamental de la statique. Cela est assuré suite à l'application de l'approche A2. La comparaison des grandeurs de vitesses et angles d'éjection issus de l'intégration des données de forces à partir de l'instant zéro et l'instant t_a évalue l'incertitude de mesure à 2 ±1,5% pour la vitesse d'éjection antéropostérieure et à 2 ±1,6% pour l'angle d'éjection.

Le gain de vitesse antéropostérieure noté dès les premiers instants de l'*impulsion* reflète la grande accélération du centre de gravité de l'athlète. L'analyse de la variation instantanée de cette grandeur (figure 41) montre un premier pic très important (20 m/s²). Ce pic est atteint alors que les mains sont toujours en contact avec le sol. Suite au décollage des mains et du pied arrière (t_{ePr}), l'accélération du centre de gravité diminue et devient négative suivant l'axe vertical. Par la suite, et sous l'effet de la seule impulsion du pied avant, l'accélération croit et atteint un deuxième pic. À l'instant de l'éjection (t_{e}), elle s'annule suivant l'axe antéropostérieur et atteint *g* suivant l'axe vertical. Cette grandeur représente l'accélération gravitationnelle (-9,81 m/s²) qui permet de vérifier la qualité de mesure et les méthodes de traitement des données.



Figure 41 Accélérations instantanées typiques du centre de gravité suivant les trois dimensions de l'espace lors d'un départ de sprint

Étant *quasi* nulle lors de la position $Pr\hat{e}t$, la vitesse du coureur croît rapidement pour atteindre en moyenne à l'éjection 2,9 ±0,2 m/s et 0,3 ±0,2 m/s respectivement suivant les axes antéropostérieur et vertical. Suivant l'axe médiolatéral, elle est pratiquement nulle (0,07 m/s). La norme de la vitesse du coureur à l'éjection (t_e) est de l'ordre de 2,9 ±0,2 m/s et l'angle est de 7 ±3 °.

Lors du décollage des mains (t_{eM}), la vitesse antéropostérieure du centre de gravité du coureur atteint 34 ±7% de sa valeur à l'éjection (figure 42). Au décollage du pied arrière (t_{ePr}) elle atteint 46 ±10% de la vitesse d'éjection. À l'éjection (t_e), elle représente environ un quart de la vitesse limite de course ($V_{lim} \approx 12 \text{ m/s}$).



Figure 42 Évolution des composantes et de la norme de la vitesse du coureur exprimées en pourcentage de leurs grandeurs respectives aux instants d'éjections des mains (teM), du pied arrière (tePr) et du pied avant (tepv)

À l'éjection le déplacement du centre de gravité est en moyenne de 0,60 ±0,01 m suivant l'axe antéropostérieur (OX_0) et 0,2 ±0,1 m suivant la verticale (OZ_0) (figure 43). Suivant l'axe médiolatéral (OY_0), le déplacement est très faible (environ 0,01 m).



Figure 43 Évolution des composantes et de la norme de la position du coureur exprimées en pourcentage de leurs grandeurs respectives aux instants d'éjections des mains (teM), du pied arrière (tePr) et du pied avant (tepv)

La position initiale du centre de gravité peut être calculée suite à la connaissance de la position des centres de pression respectivement au niveau des mains et des pieds lors de la position $Pr\hat{e}t$. Or, vue la nature de la liaison des blocs avec la plateforme (liaison encastrement), discutée dans le VI (§-VI.2.1), il n'est pas possible de déterminer directement la position du point d'application de la résultante des forces exercées au niveau des pieds (P). La position du centre de gravité (G) est donc exprimée en pourcentage de la distance totale séparant les centres de pression des mains et des pieds comme suit :

$$GP_{x} = \frac{F_{Md}^{z} + F_{Mg}^{z}}{\mathcal{P}} \times 100 \text{ et } GM_{x} = \frac{F_{Pd}^{z} + F_{Pg}^{z}}{\mathcal{P}} \times 100$$

Ainsi, la position horizontale du centre de gravité, point d'application du poids (\mathcal{P}), est située à $GM_x = 34\%$ de la distance totale pieds-mains par rapport au point d'application de la résultante des forces exercées au niveau des mains (M) (figure 27).

Suite à la définition et à la quantification de ces différents paramètres dynamiques et cinématiques du centre de gravité, il importe de mesurer leurs importances respectives dans l'évaluation de la qualité du départ du sprint.

4-Caractérisation de la performance lors d'un départ de course vitesse

Les variables cinématiques et dynamiques déterminées suite à la distinction des actions mécaniques exercées à l'athlète lors d'un départ de sprint, offrent une quantité d'informations complexes ne pouvant être assimilées en tant que telles par l'observateur. Pontier et al. (1990) précise que *suite aux progrès de l'instrumentation … l'observateur a fini par être submergé par la masse grandissante des informations … la seule réflexion ne suffit plus à opérer la transformation des données d'observation en éléments de connaissance … [Pont 90]. En effet, contraint par les limites de ses sens, l'observateur est dans l'incapacité d'effectuer une observation globale du geste. Il se voit donc obligé de concentrer son attention sur une quantité finie d'informations.*

Partant de ce constat, depuis une vingtaine d'années, différents instruments méthodologiques ont été développés. Ces méthodes de modélisation et d'analyse de données sont dites multidimensionnelles en opposition aux méthodes de la statistique descriptive qui ne traitent qu'une ou deux variables à la fois. Elles permettent la modélisation d'une grande quantité d'informations en un petit nombre de variables synthétiques. Plus exactement, elles tendent à représenter une grande quantité de variables dans un espace de dimension moindre sans toutefois perdre de l'information par rapport aux données de base. L'une des méthodes qui permet cette modélisation est l'*Analyse en Composantes Principales* (ACP). Appliquée à un ensemble de variables tel que celui de la présente étude, cette méthode factorielle permet de comprendre et de visualiser comment les effets de phénomènes *a priori* isolés se combinent.

L'ACP est donc appliquée²⁷ à un tableau $(m \times n)$ à deux dimensions associant m individus et n variables. Les individus en nombre de m = 92 représentent les lignes du tableau et comportent l'ensemble des essais de départ. Les variables en nombre de n = 91 sont les colonnes et comportent les durées de contact, les instants de mise en action et de décollage, les forces, les vitesses, les déplacements et les angles de projections du centre de gravité à différents instants de la phase du départ de sprint (Annexe 1-tableau 1). Appliquée à un tel tableau, l'objectif de l'ACP est une étude exploratoire. Les deux voies principales [Esco 98] de cette exploration sont :

- la transformation en distances euclidiennes des proximités statistiques entre éléments afin d'établir un bilan de ressemblances entre les essais de départ et un bilan des liaisons entre variables. Deux essais se ressemblent d'autant plus qu'ils possèdent des valeurs proches pour l'ensemble des variables. La liaison entre deux variables est mesurée par le coefficient de corrélation linéaire R.
- la constitution de nouvelles variables en nombre q inférieur à n (q le plus réduit possible) tout en limitant le plus possible la perte d'information. Cette « réduction de données » permet de créer de nouvelles variables appelés *Composantes Principales* (CP). Les CP engendrées sont des combinaisons linéaires des variables initiales et doivent permettre la reconstitution, la plus fidèle possible, des variables initiales.

L'étude des résultats de l'ACP se fait grâce à l'analyse des différentes représentations géométriques (plan factoriel) des corrélations entre les variables ainsi que du nuage des individus [Pont 90].

²⁷ L'ACP est réalisée en utilisant le logiciel **R** (Licence GPL Version 2, June 1991 - http://www.R-project.org) ainsi que le package *ade4* développé par le Laboratoire de Biométrie et Biologie Évolutive de l'Université de Lyon (http://pbil.univ-lyon1.fr/ADE-4/)

4.1-Analyse en composantes principales

Afin de faciliter la lecture du tableau (92 x 91), les 91 variables initiales sont regroupées selon leurs natures. Cinq groupes de variables sont ainsi créés:

- <u>Variables temps</u> : regroupent le temps de latence, la durée d'impulsion, les instants de mise en action, de force maximale, et de décollage. La définition de ces instants offre des points de contrôle uniformes à tous les essais. Cela permet d'effectuer une estimation relative et objective des autres variables.
- <u>Variables force</u> : regroupent les composantes et résultantes de forces exercées au niveau d'un ou plusieurs appuis à des instants prédéfinis.
- <u>Variables vitesse du centre de gravité</u> (\vec{V}_G) : regroupent les composantes et la norme de la V_G aux instants prédéfinis.
- ^D <u>Variables déplacement du centre de gravité</u> (\overrightarrow{OG}) : regroupent les composantes et la norme de cette grandeur aux instants prédéfinis.
- <u>Variables angle</u> : regroupent les évaluations de l'angle de projection du centre de gravité aux instants prédéfinis.

L'analyse du tableau de données comportant les 92 essais et les 91 variables déterminées suite aux mesures dynamométriques de départ du sprint conduit tout d'abord à calculer les paramètres descriptifs élémentaires exprimés dans le tableau 2 en Annexe 1.

Une confrontation simultanée des variables est effectuée afin d'étudier les degrés de liaisons entre les variables. Cela conduit à la définition de la matrice des corrélations. C'est une matrice carrée d'ordre n = 91 regroupant tous les coefficients de corrélation linéaire entre toutes les variables prises deux à deux. Elle est symétrique par rapport à sa diagonale principale dont tous les éléments sont égaux à un.

Dans le souci de faciliter la lecture de cette importante matrice (Annexe 1-tableau 3) du point de vue dimensions (92 x 91), les coefficients de corrélations linéaires sont représentés par un code couleur (figure 44).

Cette matrice de couleur (figure 44) exprime dans son triangle supérieur les coefficients de corrélations $R \in [-1 \ 1]$.

Dans le triangle inférieur (figure 44) sont représentés les seuls coefficients de corrélations significatifs²⁸ (p < 0,05). Ce sont les éléments de la matrice dont la valeur appartient à l'intervalle $\begin{bmatrix} -0,7 & -1 \end{bmatrix}$ si la fonction affine est décroissante, et à l'intervalle $\begin{bmatrix} 0,7 & 1 \end{bmatrix}$ dans le cas d'une fonction affine croissante.



Figure 44 Représentation de la matrice des corrélations dans le triangle supérieur et de ses éléments significatifs (p < 0,05) dans le triangle inférieur. Les 91 variables sont groupées en cinq groupes de variables (temps, force, vitesse du CG (VCG), déplacement du CG (OCG) et angle de projection du CG). Les valeurs numériques de cette représentation sont présentées en annexe 1-tableau 3

La lecture de cette représentation (figure 44) fournit des éléments de description des associations entre variables. Cela permet d'avoir une première idée sur le réseau d'interrelations existant entre les variables. L'analyse en composantes principales conduit ensuite à une synthèse de ces liaisons.

²⁸ Un coefficient de corrélation $|\mathsf{R}| \ge 0,7$ associé à 92 mesures indique une corrélation linéaire significative, la probabilité p que les variables *x* et *y* soient décorrélées est inférieure à 5%.

Il ressort de cette représentation (figure 44) que les variables temps sont indépendantes de toutes les autres variables de l'étude. Cette première constatation est en contradiction avec les études antérieures (§-II) qui soulignent l'existence d'une relation étroite entre la vitesse du centre de gravité à l'éjection et le temps de latence ou la durée de l'impulsion. Cette discordance peut être due à la différence du niveau d'expertise des populations étudiées.

Les variables force ne présentent des liaisons qu'avec quelques variables vitesses telles que la vitesse du centre de gravité suivant l'axe antéropostérieur et sa norme aux instants de décollage du pied arrière puis du pied avant. Outre les relations avec les variables force, les variables vitesses présentent de fortes liaisons avec les variables déplacement et angle.

Cette première étape exploratrice détermine un faible degré de dépendance entre les variables. En effet, parmi les liaisons possibles, seulement 4% sont effectives. Ce faible pourcentage de liaison entre les variables de l'étude présente un « diagnostic » pessimiste quant aux résultats de l'analyse factorielle.

Vue la nature des variables de cette étude, il importe d'effectuer une standardisation (centrage et réduction) afin de s'affranchir de l'arbitraire des unités de mesures (Annexe 1.2). L'analyse des composantes principales devient donc normée (ACPN). Cette normalisation augmente le poids de la variabilité des variables quelle que soit leur intensité relative²⁹.

4.2-Interprétation de l'ACPN

La première phase de l'analyse étudie l'importance globale des liaisons entre variables (facteurs) ainsi que les grands traits de la forme du nuage de points qui les représente. Cette étape de l'analyse est accessible suite à la détermination de la valeur propre (ou inertie liée à un facteur) qui est la *variance des coordonnées des points individus sur l'axe correspondant. C'est un indice de dispersion du nuage des individus dans la direction définie par l'axe* [Leba 00]. La somme des valeurs propres est égale au nombre de variables soit 91 dans le cas de cette étude ; un tableau détaillé comportant la totalité des valeurs propres est représenté en annexe (Annexe 1-tableau 4).

Afin de définir les « pouvoir explicatifs » des facteurs, ces quantités sont exprimées en pourcentages de la variance totale (figure 45).

²⁹ Cette normalisation permet qu'une variable, qui par exemple prend des valeurs entre un et cent ne soit pas dix fois plus importante qu'une autre prenant des valeurs de un à dix.



Figure 45 Diagramme des vingt premières valeurs propres exprimées en pourcentage accompagnées des données chiffrées des dix premières valeurs propres

Le diagramme des valeurs propres (figure 45) déduit, en premier lieu, la part de la variance (ou inertie) totale prise en compte par les dix premières composantes principales (parmi 91); en deuxième lieu, il permet d'étudier l'allure de la décroissance des valeurs propres afin de définir le nombre d'axes (composantes principales) à retenir. Escofier (1998) précise qu'une forte décroissance entre deux valeurs propres successives incite à retenir dans l'interprétation les facteurs précédents cette décroissance [Esco 98].

Dans le cas de cette ACP, il n'est pas aisé de détecter la « déflexion » correspondante à l'irrégularité de la décroissance des valeurs propres. Le *scree-test* de *Cattel* est une procédure parmi d'autres pour étudier la régularité de cette décroissance. Présenté par Saporta (1990) comme une procédure empirique permettant de repérer les « coudes » (déflexion, décrochage) [Sapo 90] ce test consiste à calculer la différence première entre les composantes principales (CP): $CP_1 - CP_2 = \delta_1$ et $CP_2 - CP_3 = \delta_2$... puis les différences secondes $\delta_1 - \delta_2 = \Delta_1$ et $\delta_2 - \delta_3 = \Delta_2$... afin de ne retenir que les CP telles que les différences secondes soient toutes positives.

Ne permettant pas de déduire une quelconque déflexion, les valeurs propres de cette ACP sont régulièrement décroissantes dès les premières valeurs (figure 45). Lebart (2000) précise à ce sujet que *si les variables ne sont pas fortement corrélées entre elles* (ce qui est le

cas de cette ACP) *les valeurs propres sont régulièrement décroissantes* [Leba 00]. L'inertie totale est donc faible et il n'existe pas de direction privilégiée.

Géométriquement, cela se traduit par le schéma de la figure 46 qui présente un nuage de points à peu près « sphérique ».



de CP₁/ CP₂ puis en fonction de CP₂/ CP₅

Dans la figure 46 ci-dessus sont représentées, les 91 variables de l'étude exprimées dans deux plans factoriels formés par les deux premières composantes principales (CP_1 / CP_2), puis par la deuxième et la cinquième composantes (CP_2 / CP_5).

Ces trois axes (CP₁, CP₂ et CP₅), possèdent le plus grand nombre de coefficient de corrélation significatif ($|R| \ge 0,7$) avec les variables étudiées. Le tableau comportant ces données est exposé en annexe (Annexes1-tableau 5).

La distribution des variables dans ces plans factoriels présente un nuage de points de faible inertie totale ne permettant pas de définir une direction privilégiée. Il devient donc inapproprié de représenter l'ensemble des variables de l'étude par un nombre réduit de critères synthétiques.

Ce constat ne traduit pas forcément un échec de l'analyse, au contraire, il représente un résultat fort intéressant en soi, bien que l'objectif pour lequel l'ACP a été élaborée ne soit pas atteint. En effet, ce résultat traduit le caractère indissociable des variables étudiées. Il faut donc être prudent lors de l'interprétation des résultats pour la caractérisation de la performance du départ. Ainsi, pour une estimation juste et objective de la performance de départ du sprint, il convient de considérer le plus grand nombre de variables, autrement l'analyse sera réduite et limitée aux seules grandeurs étudiées. Cela concerne les études précédentes (§-II.3) qui considèrent la vitesse d'éjection comme étant le critère de performance du départ de course vitesse. Il importe donc d'augmenter le nombre de critères de réussites sans toutefois submerger l'observateur par une quantité importante d'information.

Ainsi, dans le paragraphe qui suit, des relations intervariables sont étudiées afin de mieux comprendre la dynamique du départ de sprint d'une part, et d'analyser la pertinence de ces variables dans sa qualification, d'autre part.

4.3-Analyse des relations intervariables

Étant le plus souvent inexploitées lors du geste du départ de sprint, les forces maximales exercées au niveau des mains suivant l'axe horizontal et vertical semblent dépendre du pourcentage du poids exercé au niveau de ces mêmes appuis lors de la position *Prêt* (figure 47).





Contrairement, l'étude des forces exercées au niveau du pied arrière lors de la position *Prêt* et lors de son maximum ne permet pas de déduire une quelconque relation de cause à effet, que ce soit suivant l'axe antéropostérieur ou vertical (figure 48).



Figure 48 Relations entre la force exercée au niveau du pied arrière lors de la position statique *Prêt* et à l'instant où elle est maximale en fonction du poids du corps. Suivant les axes horizontal et vertical

De même, l'intensité de la force exercée au niveau du pied avant, lors de la position *Prêt* et lors de son maximum (figure 49), ne présente pas de relation de cause à effet significative.



Figure 49 Relations entre la force exercée au niveau du pied avant lors de la position statique *Prêt* et à l'instant où elle est maximale en fonction du poids du corps. Suivant les axes horizontal et vertical

Les résultats exposés dans les figures 48 et 49 viennent appuyés ceux de Davila et al. (2006), qui, en effectuant une critique envers les praticiens et entraîneurs, démontrent que l'augmentation de l'intensité des forces horizontales exercées au niveau des pieds, lors de la position *Prêt*, n'entraîne pas une amélioration significative de la « performance » [Davi 06].

Concernant l'écart antéropostérieur, entre la position du centre de gravité et le point d'application de la résultante des forces exercée au niveau des pieds (GP_x) (§-III.4), les études antérieures [Bren 86; Kraa 01] démontrent que l'ordre de cet écart est proportionnel à l'intensité de la force réactive engendrée lors de l'*impulsion*. Notant aussi que l'exploitation de la seconde loi de Newton (Éq.III.9) montre que, pour une même durée de temps, la variation de la position du centre de gravité de l'athlète est proportionnelle à la résultante des forces

externes qui lui sont appliquées. Il est donc possible d'estimer l'amplitude de la variation de la position antéropostérieure du centre de gravité à partir de la connaissance de sa position initiale par rapport à la résultante des forces exercée au niveau des pieds (GP_x) et/ou des mains (GM_x). L'étude de régression linéaire entre GP_x (exprimée en pourcentage de la distance entre les points d'application des résultants pieds et mains) et sa variation antéropostérieure ($\triangle OCG_x$) démontre que la corrélation est faible (figure 50a).



Figure 50 (a) Relations entre GM_x et ΔOCG_x , (b) relation entre GM_x et V_x éject GM_x exprimées en pourcentage de la distance pieds-mains (%PM)

L'absence d'une relation de causalité entre GM_x et ΔOCG_x (figure 50a), permet de déduire l'absence d'une relation entre GM_x et la vitesse antéropostérieure du centre de gravité à l'éjection, c'est ce que montre la figure ci-dessus (figure 50b).

Vue la très faible intensité de la vitesse verticale à l'éjection, l'étude de régression linéaire entre la vitesse antéropostérieure et sa norme à l'éjection présente une forte corrélation (figure 51). Cela permet de déduire l'une en connaissance de l'autre avec une précision de 99 %.



Figure 51 Relation entre la norme de la vitesse d'éjection (Norme Véject), la vitesse horizontale $(V_x éject)$ et la vitesse verticale $(V_z éject)$ au même instant

L'estimation de la seule vitesse antéropostérieure ne suffit pas pour déterminer l'angle d'éjection. Pour connaître cet angle, il faut bien entendu évaluer les deux composantes de la vitesse, antéropostérieure et verticale.

La présence d'une forte corrélation entre la norme à l'éjection et sa composante horizontale (figure 51) pourrait être interpréter comme suit : plus l'angle d'éjection est faible, plus la vitesse antéropostérieure à cet instant sera importante ($V_{éject}^x = \|\vec{V}\| \cos\theta$). De même plus la vitesse antéropostérieure est grande, plus la variation de position du centre de gravité est importante (pour un même intervalle de temps). Or, l'étude de régression de la norme de la vitesse à l'éjection avec l'angle (figure 52a) puis avec la variation de la position antéropostérieure du centre de gravité (figure 52b) montre de faibles corrélations.



Figure 52 Relation entre la norme de la vitesse d'éjection, l'angle d'éjection et la variation antéropostérieure de la position du centre de gravité

La vitesse du centre de gravité à l'éjection est indépendante de la force maximale exercée sur les blocs suivant les deux axes : horizontal (figure 53a) et vertical (figure 53b).



Figure 53 Représentation graphique de la relation entre la force maximale exercée au niveau des pieds et la vitesse d'éjection suivant les axes horizontal et vertical

Il est postulé que la vitesse acquise par un point matériel à masse conservative dans un référentiel galiléen est proportionnelle à la résultante des forces qu'il subit en fonction du
temps. L'absence d'une relation directe entre la force et la vitesse dans le cas de cette étude démontre tout l'intérêt d'intégrer le facteur temps (durée d'application de la force). Toutefois, l'étude de la vitesse d'éjection du centre de gravité en fonction du produit de la durée d'impulsion par le maximum de la somme des forces exercées au niveau des pieds $(f(\max(F2pieds) \cdot dt impulsion) = V_{éject})$ ne permet pas de déduire une quelconque relation de dépendance entre les deux grandeurs (figure 54).



Figure 54 Relation entre la vitesse d'éjection antéropostérieure $(V_x éject)$ et le produit de la durée d'impulsion (dt impul) par le maximum de la somme des forces antéropostérieures exercées au niveau des deux pieds (Fx2pieds)

Cette faible corrélation entre le produit de la force maximale (des forces exercées au niveau des deux pieds) par la durée d'impulsion et la vitesse d'éjection démontre que même la prise en compte des forces maximales et du temps d'impulsion ne conduit pas une caractérisation juste de la vitesse d'éjection.

Afin de vérifier ce constat, la relation entre la somme des forces exercées au niveau des quatre appuis en contact avec le sol $(\sum \vec{F}_{ext})$ et la vitesse d'éjection est étudiée. La relation $f(max(\sum \vec{F}_{ext})) = \vec{V}_{éject}$ présente un coefficient de détermination linéaire (R² = 0,53) plus élevé que la relation $f(max(\vec{F}_{2 pieds})) = \vec{V}_{éject}$ précédente (R² = 0,46).

Toutefois, la relation $f(max(\sum \vec{F}_{ext}) \times dt \ impulsion) = \vec{V}_{éject}$ présentant un coefficient de détermination $R^2 = 0,40$ supérieur à $R^2 = 0,30$ mais toujours de faible amplitude, on ne peut donc pas déduire une éventuelle liaison entre ces deux grandeurs.

Nous avons souhaités par ces résultats souligner l'erreur commise par une telle interprétation. Toutefois, la formulation du théorème de la quantité de mouvement (Éq.IV.6) suffit pour démontrer l'erreur conceptuelle faite en se limitant à la force maximale exercée au niveau des pieds pour évaluer la vitesse d'éjection.

5-Conclusions

L'analyse de la dynamique de l'athlète issue de la mesure des actions mécaniques permet de quantifier les différents paramètres susceptibles d'influencer sa performance de départ, et en particulier sa performance sur 100 m (§-V). La qualité des mesures, du traitement et du calcul est vérifiée suite à des procédures d'étalonnage, de correction et de contrôle de paramètres tels que la constante d'accélération gravitationnelle lors de la phase aérienne du sujet (juste après son éjection). Suite à cette validation, la comparaison de plusieurs méthodes de détermination de l'instant de mise en action de l'athlète est effectuée.

Cette confrontation a mis en question la détection automatique des faux départs et a démontré tout l'intérêt de choisir judicieusement un seuil limite à partir duquel l'athlète est considéré en mouvement. Ainsi, la définition de ce seuil doit prendre en compte la précision de l'outil de mesure dynamométrique utilisé ainsi que l'instabilité de l'athlète, autrement l'athlète peut être sanctionné à tord.

L'IAAF est parfaitement consciente de cet enjeu majeur, et c'est pour cette raison qu'elle a instauré une règle exigeant l'immobilité³⁰ de l'athlète lors de la position *Prêt* afin de remédier à ce défaut de moyens techniques. Toutefois, la détermination des faux départs ne prend pas en compte la variation des forces exercées au niveau des mains qui peuvent devancer celles des pieds de 50 ms. Cette variation brusque de l'action des mains doit être la cause de l'accélération du tronc. Une analyse cinématique segmentaire fine permettra de vérifier cette hypothèse.

La mesure des forces exercées distinctement au niveau de chaque appui lors du départ de course vitesse offre une quantité d'information difficile voire même impossible à assimiler par l'entraîneur qui cherche à trouver rapidement des indices justes et précis, afin d'orienter son choix et ses prises de décision lors des séances d'entrainement. Une analyse en composante principale (ACP) est donc effectuée pour créer un nombre réduit de nouveaux critères synthétiques traduisant l'ensemble des 91 variables mesurées et calculées.

³⁰ Règle 162.2 « Le départ de toutes les courses se fera au coup de feu d'un pistolet du Starter ou d'un appareil de départ approuvé, tiré vers le haut, dès que <u>le Starter aura vérifié que tous les athlètes sont immobiles et dans la position de départ correcte »</u>.

Toutefois, l'élaboration d'ACP a rendu compte de la nature indépendante des variables étudiées. Étant peu structurées (faibles corrélations), les 91 variables cinématiques, dynamiques et temporelles recueillies ne peuvent pas être modélisées en une quantité réduite de critères synthétiques. Cet échec de modélisation, contraint l'observateur à prendre en compte le plus grand nombre de variables possibles afin d'effectuer une analyse globale et objective du geste.

De ce fait, vu le nombre réduit des corrélations, il importe d'être attentif aux liaisons inter variables existantes. L'étude de la variation des forces exercées au niveau des mains a permis de quantifier leurs contributions dans le geste de départ. L'écartement horizontal du centre de gravité par rapport au point d'application de la résultante des forces exercées au niveau des pieds est proportionnel à l'intensité des forces exercées verticalement au niveau des mains.

Contrairement à ce que supposent les études précédentes (§-II.2.2), cela n'est pas en relation directe avec l'intensité des forces réactives exercées au niveau des pieds. Cette contradiction est certainement due au niveau d'expertise des populations étudiées. La synergie segmentaire n'étant pas forcément la même, les mêmes contraintes de départ n'engendrent donc pas les mêmes grandeurs finales. Ce constat est en partie expliqué par la mauvaise corrélation obtenue suite à l'étude de régression (§-II.figure 45 et 46) entre la norme de la vitesse à l'éjection et la position horizontale du centre de gravité par rapport au centre de pression des mains.

Aussi, la force maximale exercée par les pieds sur les blocs ne renseigne pas sur l'intensité de la vitesse d'éjection. Cela reste vrai même en considérant le produit de la force maximale par la durée de l'impulsion. Il n'est donc pas possible de simplifier l'évaluation de la vitesse d'éjection à la mesure des seules forces maximales et de la durée d'impulsion.

Enfin, d'après les résultats de cette étude, l'exploitation de l'intensité de la vitesse d'éjection ne permet pas à elle seule l'évaluation de la qualité d'un départ. Ce paramètre utilisé comme l'indice de performance dans les études précédentes ne présente pas dans le cas de notre étude de relations linéaires avec les différents paramètres de départ tels que le délai d'éjection, la position du centre de gravité avant et après l'impulsion, ou encore l'angle d'éjection. Il convient donc d'élargir la définition d'un bon départ et prendre en compte d'autres paramètres susceptibles d'influencer la performance.

Troisième partie

Développement d'outils de diagnostic de la performance



Suite à l'étude de la dynamique et de la cinématique du centre de gravité des athlètes lors des essais de départ de course vitesse, il est apparu nécessaire d'élargir la notion d'un bon départ afin qu'elle compte d'avantage de critères de réussites. Toutefois, vu la grande quantité d'informations pouvant être recueillie par dynamométrie, l'observateur se trouve rapidement submergé (§-IV.4). De plus, vu l'impossibilité de modéliser cette grande quantité en un petit nombre de variables synthétiques (§-IV.4.2), il importe de sélectionner directement un nombre fini de critères pouvant être traduits et assimilés par l'entraîneur.

Ainsi, au cours du premier chapitre (§-V) de cette troisième partie, la variabilité de certains paramètres de départ a pu être traduite directement en termes de variation de performance (temps) (§-I). D'autres paramètres ont nécessité la construction de modèles pour évaluer leurs conséquences sur la performance.

Le deuxième chapitre (§-VI) de cette partie, décrit les différentes étapes de modélisation et de conception d'un outil de terrain permettant l'évaluation de la performance du départ de course vitesse au 100 m en offrant un feedback *quasi* instantané des paramètres sélectionnés à l'entraîneur et son athlète. Le développement de cet outil est effectué à la demande de la Fédération Française d'Athlétisme. Différentes solutions d'estimation de la somme des forces externes sont étudiées pour quantifier leurs effets sur la précision des paramètres du départ. Cela est effectué dans le but de limiter au mieux le coût de l'outil de mesure des forces tout en garantissant une estimation juste et précise.

Chapitre V _____

Caractérisation de la performance de départ de course vitesse au 100 m

La partie précédente de ce document identifie différents paramètres mécaniques accessibles par dynamométrie et susceptibles d'influencer la performance de l'athlète lors d'un départ de course vitesse. Le tableau ci-dessous (tableau 7) représente les six meilleurs essais sélectionnés (parmi 92) en prenant en compte un seul paramètre à la fois. Il s'agit du temps de réaction ($\Delta t_{réaction}$), de la durée d'impulsion ($\Delta t_{impulsion}$), de la position initiale OG_{ta} et finale OG_{te} du centre de gravité, de la norme de la vitesse à l'éjection $\|\vec{\nabla}_{éject}\|$, et enfin de l'angle d'éjection.

 $\label{eq:tableau} Tableau \ 7 \ Les \ six \ meilleurs \ essais \ en \ termes \ de \ temps \ de \ réaction, \ durée \ d'impulsion, \ positon \ initiale \ et \ finale \ du \ CG, \ norme \ de \ V_{éject}, \ et \ angle \ d'éjection$

Essai de départ	$\Delta t_{ m réaction}$ [ms]	$\Delta t_{_{impulsion}}$ [ms]	<i>OG_{ta}</i> [% PM]	OG_{te} [m]	V _{éject} [m/s]	Angle d'éjection [degré]
E 1	104	438	33	0.61	2.90	10
E 2	110.5	365	27	0.54	3.2	11
E 3	106	442	14	0.53	2.84	5
E 4	128.5	492.5	64	0.75	3.03	8
E 5	108	406	24	0.68	3.37	3
E 6	125	449	32	0.61	2.83	0

Ce tableau (tableau 1) montre que le sujet ayant la plus grande vitesse d'éjection est toutefois pénalisé lorsque l'on considère les autres paramètres de départ.

La meilleure performance de départ serait celle qui comprend non seulement la plus grande norme de vitesse à l'éjection $\|\vec{\nabla}_{éject}\|$, mais aussi le temps de réaction ($\Delta t_{réaction}$) et le délai d'impulsion ($\Delta t_{impulsion}$) les plus courts, les positions initiale OG_{ta} et finale OG_{te} du centre de gravité les plus lointaines et l'angle d'éjection le plus faible lui permettant ainsi de poursuivre sa course dans de bonnes conditions. La valeur minimale de l'angle d'éjection du centre de gravité avancée dans le tableau 1 doit donc être redéfinie en tenant compte des paramètres mécaniques dès les premières foulées de course.

Au cours du premier chapitre de ce manuscrit, la notion de performance sur 100 m a été définie. Tenant compte de cette définition, une conversion en temps de ces paramètres s'impose. Un modèle cinématique de la course est développé afin de permettre, à une distance donnée du départ, d'estimer la pénalité (ou le gain) en temps induit par ces grandeurs.

1-Influence des positions initiale et finale du centre de gravité

Les positions initiale (OG_{ta}) et finale (OG_{te}) du centre de gravité de l'athlète par rapport à la ligne de départ sont deux grandeurs exprimées en mètre. Elles peuvent être converties en seconde en considérant que la perte (ou le gain) de temps est égale à :

$$\Delta t_{position} = \frac{OG_{t_i}}{V_{lim}}$$
Éq.V.1

où V_{lim} est la vitesse maximale limite de la course, soit environ 10 à 12 m/s (§-I.1.3).

2-Influence du temps de réaction et de la durée de l'impulsion

Le temps de réaction (§-I.3.1) qui comprend le délai que met le signal de départ pour parvenir à l'athlète et le délai que met ce dernier pour y répondre peut être directement calculé par la soustraction de l'instant de début de l'action de l'athlète dans les blocs t_a à l'instant du signal du départ t_s .

$$\Delta t_{réaction} = t_{a} - t_{s}$$
 Éq.V.2

La durée de l'impulsion correspond à la différence en temps entre l'instant d'éjection t_e et l'instant de début de l'action de l'athlète dans les blocs t_e .

$$\Delta t_{impulsion} = t_{\rm e} - t_{\rm a}$$
 Éq.V.3

Ces différences (Éq.V.4 et 3), exprimées en temps, estiment directement la pénalité ou l'avantage qui peut être attribué à l'athlète. Les méthodes d'estimation des instants t_a , t_s et t_e sont décrites dans le quatrième chapitre de ce manuscrit (§-IV.1).

3-Influence de l'intensité de vitesse d'éjection

3.1-Élaboration du modèle

Vu la complexité du paramètre vitesse, l'appréciation de son influence sur la performance au 100 m est estimée à partir d'un modèle de variation de la vitesse du centre de gravité du coureur en fonction de la distance parcourue (§-I.1.figure 1). L'étude de la variation de cette quantité permet d'émettre l'hypothèse que la vitesse de l'athlète suit une loi exponentielle. Ce modèle introduit deux nouveaux paramètres D et V_{lim} qui caractérisent « l'état » du coureur.

$$V = \left(V_{lim} - V_{éject}\right) \times \left(1 - e^{K}\right) + V_{éject}$$
Éq.V.5
avec $K = -ln2 \times \left(d - d_{éject}\right) / D$

V : vitesse instantanée du CG du coureur suivant l'axe antéropostérieur OX_0

Vlim: vitesse maximale de course du CG du coureur atteinte au cours du 100 m

 $V_{éject}$: vitesse du CG du coureur au moment de l'éjection des blocs de départ (t_e)

d : distance parcourue par le CG du coureur depuis la ligne de départ

 $d_{éject}$: distance du CG à la ligne de départ à t_e

D: période spatiale de la variation de vitesse. Elle correspond à la distance où la variable varie d'un facteur 2 (figure 55).



Figure 55 Variation de la vitesse (exprimée en pourcentage de la vitesse limite Vlim) en fonction de la distance parcourue pour une période spatiale D = 10 m

Pour connaître la loi de variation en fonction de la distance parcourue, il faut considérer quatre constantes V_{lim} , $V_{éject}$, D et $d_{éject}$. Les grandeurs à l'éjection ($V_{éject}$ et $d_{éject}$) sont directement accessibles suite à des mesures dynamométriques. Les deux autres (V_{lim} et D) peuvent être évaluées par effet photoélectrique (OptoJump³¹)et/ou par effet doppler (radar).

Le paramètre $d_{éject}$ n'influence pas sensiblement les résultats finaux. En effet, pour une variation grossière de 100% de $d_{éject}$ (soit une variation de 0 à 0,5 m), tout en maintenant constant les autres paramètres (D = 7 m, $V_{éject} = 3,5$ m/s et $V_{lim} = 11,5$ m/s), la performance sur 100 m ne varie que de 1,4%, soit environ 0,1 s. De ce fait, en se référant à l'équation 5 (Éq.V.6), le terme K s'écrit :

$$K = -ln2 \times d/D$$

La période spatiale D et la vitesse limite V_{lim} dépendent, quant à elles, du niveau d'entraînement de l'athlète et de son « état de forme ».

Pour déterminer la pénalité induite par $V_{éject}$, il importe d'estimer les paramètres V_{lim} et *D* en fonction du niveau d'entraînement du coureur (régional, national, international). Actuellement, l'ajustement des paramètres est effectué à partir de données obtenues par des mesures dynamométriques (plateforme de force) et photoélectriques (OptoJump). Le premier outil permet l'évaluation des différents paramètres mécaniques à l'éjection tandis que le

³¹ www.microgate.it (voir dans : Home > Timing & Sport > Produits > OptoJump)

^{*} Concernant la loi exponentielle, les théoriciens utilisent souvent une écriture de la forme $e^{(-\lambda \cdot d)}$ ou $e^{(-d/\tau)}$. Les constantes λ ou τ ont cependant une signification peu pratique de point de vue des expérimentateurs. τ correspond à la distance où la variable varie du rapport 1/e. Ici, l'écriture de la forme $e^{(-ln2d/D)}$ est adoptée.

second, positionné sur 20 m, permet l'estimation de la vitesse du coureur³² en fonction de la distance parcourue.

Ces mesures non synchrones ne peuvent donner que des tendances. L'OptoJump mesure les instants de contact des pieds avec le sol. Considérant la course comme un mouvement cyclique, il devient légitime d'estimer la vitesse de déplacement du centre de gravité du coureur. La distance entre le centre de gravité et le pied au moment du contact est sensiblement constante [Leha 05]. Malgré ces limitations, les premiers essais de détermination de V_{lim} et D donnent des résultats plutôt satisfaisants (figure 56).



Figure 56 Vitesse expérimentale (Vitesse Exp) d'un coureur et modèle de la variation de la vitesse en fonction de la distance parcourue (D = 6 m et $V_{lim} = 10$ m)

L'étude de corrélation entre les valeurs expérimentales de la variation de la vitesse expérimentale et le modèle d'estimation de la même grandeur présente un résultat positif avec un coefficient de détermination R^2 = 0,99 et une équation de régression linéaire de la forme :

y = 1,05x - 0,36.

3.2-Validation du modèle à partir de données expérimentales

La validation du modèle de vitesse est effectuée en utilisant ces outils de mesures :

- une caméra HDV dont l'axe optique est horizontal et perpendiculaire au plan du mouvement
- un OptoJump de 10 m
- un radar dont l'axe est confondu avec celui de la piste

 $^{^{32}}$ Le coureur participant à cette expérimentation est de niveau national ; âge = 20 ans ; taille = 1,8 m et masse = 78 kg.

Suite à la calibration du champ de course, le dé-tramage du film en une séquence d'images et la détermination de points remarquables définies par des marqueurs fixés au préalable sur l'athlète, la vitesse d'éjection de l'athlète³³ a pu être estimé à 3,3 m/s avec une incertitude de $\pm 0,2$ m/s. Les données de l'OptoJump et du radar permettent quant à elles d'estimer la variation de la vitesse du coureur (figure 57). Ce dernier doit parcourir le plus rapidement possible la distance de 30 m à partir d'un départ en quadrupédie dans les blocs de départ.



Figure 57 Variation de la vitesse horizontale d'un coureur en fonction de la distance parcourue. Les critères de simulation sont définis comme suit : $V_{lim} = 9.4$ m/s, $V_{éject} = 3.28$ m/s, D = 3.6 m et $d_{éject} = 0.52$ m

La période spatiale D de ce coureur est plus courte en comparaison à celles des coureurs de niveaux moins élevés. Il convient d'être prudent sur la valeur de la vitesse limite mesurée par le radar du fait que le coureur a commencé à ralentir à 30 m.

Pour caractériser « la montée en vitesse » du coureur, la période spatiale de la variation de vitesse est en concurrence avec l'accélération du coureur qui est caractérisée par son intensité maximale et par sa durée. La période spatiale rend compte de ces deux paramètres. Elle représente une variable de synthèse qui ne subit pas l'amplification du bruit lors du calcul de l'accélération du coureur à partir de sa vitesse (figure 58).

Rappelons que l'utilisation des outils OptoJump et radar, dans le cadre de notre étude, se justifie par une nécessité d'approcher l'évolution de la vitesse du coureur après son éjection des blocs de départ.

 $^{^{33}}$ L'athlète participant à cette expérimentation est de niveau national ; âge = 20 ans ; taille = 1,75 m et masse = 76 Kg.



Figure 58 Variation de l'accélération (Acc) du coureur en fonction de la distance parcourue. Ces résultats sont obtenus à partir de ceux de la figure 57 (Modèle et Radar)

Les résultats obtenus avec un seul coureur semblent être satisfaisants et méritent d'être confirmés. Toutefois, il convient de disposer, pour des groupes de niveaux, de différentes mesures de la variation de la vitesse afin d'établir un modèle prédictif de la pénalité par la seule connaissance de $V_{éject}$.

La détermination de la variabilité des critères de simulation D et V_{lim} en fonction du niveau d'entraînement de l'athlète fournit des informations utiles aux entraîneurs qui cherchent à caractériser l'évolution de leurs coureurs pour établir un suivi longitudinal. Afin de se rendre compte de l'importance de ces critères, leur impact sur la performance est étudié.

3.3-Influence de la variation des critères de simulation et de $V_{éject}$

L'étude de l'influence de la variation des critères de simulation (D et V_{lim}) sur l'estimation de la performance de course de vitesse au 100 m est effectuée en faisant varier :

- □ la vitesse d'éjection de 2 à 4,5 m/s
- la période spatiale de 5 à 9 m
- □ la vitesse limite de 10 à 12 m/s



Figure 59 Simulation de la performance sur 100 m en fonction de la vitesse d'éjection, de la vitesse limite (*Vlim*) et de la période spatiale (*D*)

Les courbes ci-dessus (figure 59) sont des exponentielles. Cependant compte tenu de la faible variabilité des paramètres ($V_{éject}$, V_{lim} , D), il est possible de considérer que la performance varie linéairement avec les paramètres. Il vient alors :

- Δ Performance (s) \approx 0,85 s par m/s de la vitesse limite
- Δ Performance (s) \approx 0,32 s par m/s de la vitesse d'éjection
- Δ Performance (s) ≈ 0.17 s par m de la période spatiale

Expérimentalement, pour obtenir une estimation de la performance à 1‰ près (c'est-àdire à 0,01 s), il faut avoir une précision sur ces paramètres de :

	1‰ pour la vitesse limite
--	---------------------------

- I% pour la vitesse d'éjection
- ^D 1 % pour la période spatiale

La précision sur la vitesse d'éjection est accessible par mesure dynamométrique. L'évaluation de la période spatiale et surtout de la vitesse limite avec de telles précisions nécessite l'emploi d'un lourd dispositif expérimental utilisant des outils sophistiqués.

4-Influence de l'angle d'éjection

La forte corrélation entre la vitesse antéropostérieure $V_{éject}^x$ et sa norme $\|\vec{V}\|$ à l'éjection (§-IV.figure 51) est, pour l'essentiel, due au fait que l'angle d'éjection est faible $(V_{éject}^x = \|\vec{V}_{éject}\| \cos(\theta))$ d'où $V_{éject}^x \approx \|\vec{V}_{éject}\|$). Afin d'acquérir une grande $V_{éject}^x$ il importe de s'éjecter avec le plus petit angle.

Afin d'estimer l'angle d'éjection optimum, il importe de connaître la distance parcourue par le centre de gravité du coureur au cours de sa première phase aérienne.

Pour des coureurs de haut niveau, lors de la première phase aérienne qui dure de 60 à 70 ms [Harl 97], le centre de gravité parcours horizontalement 0.30 m [Natt 06]. En émettant l'hypothèse que le centre de gravité de l'athlète est à la même hauteur à l'éjection et à la réception, les équations paramétriques du centre de gravité du coureur pendant la phase aérienne s'écrivent comme suit :

$$x(t) = \|\vec{V}_{éject}\|\cos(\theta)t$$

et $z(t) = \frac{1}{2}gt^2 + \|\vec{V}_{éject}\|\cos(\theta)t$
soit $\cos(\theta)\sin(\theta) = \frac{x(t)g}{2\|\vec{V}_{éject}\|^2}$
AN: $\cos(\theta)\sin(\theta) = \frac{0.3 \times 9.81}{2 \times 3^2} = 0.16$
Finalement $\theta = 9^\circ$

Il n'a pas été possible dans cette étude d'établir une relation entre la variabilité de l'angle d'éjection et la performance. C'est pour cela qu'il est apparu souhaitable d'introduire la phase d'accélération qui peut être caractérisée en terme de performance. La qualité de la phase d'accélération dépend, sans aucun doute, de la réception du coureur à la fin de sa première phase aérienne qui dépend pour une part de l'angle d'éjection.

5-Intérêts et limites du modèle cinématique de diagnostic de la performance

Pour des raisons de clarté ce modèle ne comprend que 3 phases : le *départ*, l'*accélération* et la *vitesse stabilisée* (§-I.1). Les phases de *décélération* et d'*arrivée* ne sont pas prises en compte. L'hypothèse simplificatrice est donc d'admettre qu'il n'y a pas de corrélation forte entre la gestion du départ et l'effet de fatigue en fin de course (phase de *décélération*) d'une part, et la gestion de l'arrivée, d'autre part. Cette hypothèse qui semble « raisonnable » peut, pour les esprits qui considèrent que « tout est dans tout », être contournée en limitant, dans le modèle cinématique de la course, l'influence des grandeurs caractéristiques du départ à une distance de l'ordre de 70 à 80 mètres.

Offrant des indications directes concernant le gain ou la perte du temps cet outil théorique de diagnostic de la performance de course vitesse au 100 m ne nécessite aucun traitement préalable. Cela présente un gain de temps important lors des séances d'entraînement. Toutefois, afin d'être opérationnel il importe de disposer de données d'entrée. Dans le chapitre qui suit (§-VI) sont décrite les différentes étapes de développement d'un outil de terrain permettant de quantifier le geste du départ de course vitesse et fournir des informations en temps *quasi* instantanée.

Chapitre VI_{--}

Conception et développement d'un outil de terrain pour l'évaluation du départ de course vitesse

La caractérisation de la performance de départ, particulièrement celle des athlètes de haut niveau, est sensible aux outils d'évaluation utilisés. La miniaturisation des composants électroniques conjuguée à l'augmentation des capacités de l'outil informatique sont deux facteurs prépondérants au développement de tels outils. Cependant la démarche reste complexe dans le sens où ces outils doivent être à la fois robustes et simples de mise en œuvre car utilisés en milieu sévère et d'un coût modeste afin d'en assurer une large diffusion. De plus, pour être attractifs, ils doivent offrir un traitement des données en temps (*quasi*) réel conduisant à une analyse et une interprétation fines afin de différencier des performances souvent très voisines.

Les études basées sur le principe de la cinématographie présentent l'inconvénient de ne donner des résultats qu'en temps différé. Ces analyses, si elles restent indispensables à la compréhension de la coordination segmentaire du geste, ne répondent pas aux attentes immédiates de l'entraîneur. Dans ce sens, les travaux de Howell (1956) ainsi que ceux de Fortier et al. (2005), démontrent tout l'intérêt d'avoir un feedback immédiat dans l'apprentissage et la progression rapide des athlètes [Fort 05 ; Howe 56]. Il est donc nécessaire de trouver des solutions qui offrent un retour d'information *quasi* instantané afin d'orienter les prises de décision de l'entraîneur et d'objectiver ses consignes.

Utilisé surtout en laboratoire, la dynamométrie constitue depuis l'apparition des blocs de départ en 1934 la solution de mesure la plus exploitée lorsqu'on s'intéresse à la dynamique du départ de course vitesse (§-II.tableau 1). Les avantages et les limites de ce type d'instrumentation sont décrits dans le deuxième chapitre de ce manuscrit (§-II.1.1).

1.1- Évolution des moyens instrumentaux

La première instrumentation visant à évaluer les actions mécaniques de contacts des pieds sur les blocs lors d'un départ de course vitesse est effectuée par Kistler dès l'apparition des blocs de départ en 1934 (cité dans [Henr 52]). Kistler a encastré deux balances à plateaux dans la piste d'athlétisme sur lesquelles il a monté les blocs de départ afin d'évaluer la force horizontale maximale exercée distinctement au niveau de chaque pied. En 1952, Henry utilise un arrangement entre une crémaillère et un pignon pour évaluer la somme des forces horizontales exercées par les deux pieds sur les blocs [Henr 52]. Payne et Blader (1971) ont utilisé des capteurs semi circulaires instrumentés par des jauges de déformation reliées dans un pont de Wheatstone (Annexe 3.2.2). Ce dispositif permet de mesurer, en laboratoire, la force normale et tangentielle au cale pied³⁴. Par la suite, et avec le développement des moyens instrumentaux, la plateforme de force a fait l'objet de plusieurs études considérant la somme des forces externes qui s'exercent à l'athlète lors du départ de course de vitesse. D'autres études [Davi 06 ; Gagn 78 ; Mero 83 ; Vign 97] utilisent encore cette approche de laboratoire pour caractériser la dynamique et la cinématique du départ.

L'une des premières études qui développe une instrumentation destinée à être utilisée sur le terrain est celle de Barry et al. (1983). Leur objectif était de développer un outil d'apprentissage et d'entraînement qui offre des informations instantanées aux athlètes. Toutefois, les blocs développés ne sont pas réglables en inclinaison, et les forces sont mesurées suivant un seul axe : la normale au cale pied. Lemaire et Robertson (1990) ont conçu des blocs instrumentés (figure 60) pour l'évaluation des forces horizontales exercées lors d'un départ de course vitesse. Afin de valider leur instrumentation, ils ont testés sa linéarité, son hystérésis et sa réponse fréquentielle [Lema 90].

³⁴ Le terme « cale pied » désigne ici la plaque inclinable du bloc de départ sur laquelle repose directement le pied de l'athlète.



Figure 60 Mise en place des jauges sur la barre du bloc de départ [Lema 90]

Ce n'est qu'en 1991 que l'un des premiers outils de terrain permettant à la fois l'évaluation instantanée de la dynamique et la cinématique du départ est développé. Il s'agit de l'instrumentation conçu par Sanderson et al. de l'université Saskatchewan (Canada) [Sand 91]. Leur instrumentation comporte un radar et des blocs de départ instrumentés chacun par un capteur relié à un ordinateur. L'auteur précise que le dispositif permet d'évaluer les forces exercées sur les blocs lors du départ suivant les trois dimensions de l'espace ainsi que la vitesse instantanée de l'athlète jusqu'à 25 mètres avec une précision estimée à 2%.

1.2-Contribution à la mise en place d'un outil de terrain pour l'évaluation du départ

À notre connaissance, aucune instrumentation de terrain n'est, à ce jour, disponible en France pour étudier conjointement et instantanément les paramètres dynamiques et cinématiques du départ en 3D tout en dissociant les actions mécaniques de contacts. Natta et Réga (2001), de l'INSEP³⁵, ont conçu un *starting blocs muni de capteurs de forces sensibles aux forces horizontales afin de recueillir les poussées horizontales exercées par l'athlète sur les blocs arrière et avant* [Natt 01]. Ces mesures sont couplées à des analyses cinématographiques afin d'étudier la cinématique de l'athlète en deux dimensions.

La démarche de développement et de conception d'un outil de terrain permettant la caractérisation mécanique de la performance de départ de course de vitesse en situation réelle de pratique a vue le jour suite à une collaboration entre notre équipe (Mécanique du Geste Sportif du Laboratoire de Mécanique des Solides de l'Université de Poitiers) et la FFA³⁶.Cette collaboration est effectuée dans le cadre d'un projet financé par le MSJSVA.³⁷

³⁵ INSEP : Institut Nationale du Sport et de l'Éducation Physique - France (www.insep.fr)

³⁶ FFA : Fédération Française d'Athlétisme (www.athle.org)

³⁷ MSJSVA : Ministère de la Santé de la Jeunesse, des Sports et de la Vie Associative (www.sante-jeunessesports.gouv.fr)

La suite de ce chapitre expose les étapes de construction et de validation des blocs de départ instrumentés chacun par un dynamomètre. Le développement de cet outil de terrain s'appuie sur une analyse standardisée effectuée au préalable en laboratoire et décrite dans le troisième chapitre de ce manuscrit (§-III.1.2). De cette manière, les caractéristiques techniques de l'outil sont minutieusement choisies. L'influence de la mesure de la somme des forces externes sur l'évaluation des paramètres du départ de course de vitesse est étudiée. Une description de différentes solutions de l'estimation des actions de contacts des mains est effectuée. Les résultats obtenus sont utilisés pour limiter au mieux l'investissement en matériel de mesure des forces de contacts tout en ayant une estimation fine des différents paramètres de départ. Le système final associé à une interface graphique fourni un feedback quasi instantané exposant :

- le temps de réaction
- la durée de l'impulsion
- l'instant de l'éjection
- la variation des actions mécaniques de contact exercées au niveau des appuis (pied droit, pied gauche et les deux mains)
- ^D la variation de la vitesse du centre de gravité et son intensité à l'éjection
- la direction de la vitesse à l'éjection
- le déplacement du centre de gravite

2-Détermination des caractéristiques des dynamomètres

La détermination des efforts de contact des pieds sur les blocs et des mains sur le sol lors d'un départ de course de vitesse est une approche indispensable qui permet de définir les caractéristiques du dynamomètre : type, dimensions, étendu de mesure, sensibilité...

L'outil utilisé est un capteur composite. Le choix de ce type de dynamomètre se justifie par un coût relativement faible et une facilité de contrôle et de production. Les étapes de mise au point de cet instrument sont détaillées en annexe (Annexe 2).

Les études antérieures (§-II.tableau 1) qui s'intéressent à l'appréciation de la performance du départ de course de vitesse considère rarement les forces s'exerçant sur l'athlète suivant les trois directions de l'espace. Il s'agit le plus souvent de mesures effectuées suivant l'axe antéropostérieur ou normal aux cales pieds. Quant aux actions de contact des mains, à notre connaissance, les études sont inexistantes.

Ainsi, la caractérisation des dynamomètres instrumentant les blocs de départ et les appuis mains, s'est appuyée sur les données numériques issues de 92 mesures de départ de course dissociant les efforts de contact exercée distinctement au niveau de chaque appui de l'athlète (§-IV.2)

2.1-Au niveau des pieds

L'utilisation de deux plates formes de forces comme moyen permettant de quantifier l'intensité des efforts de contact de chaque pied avec le bloc correspondant est décrite dans le troisième chapitre de ce document (§-III.1.2).

Pour définir l'étendu de mesure du dynamomètre en termes de moments de forces, il importe de connaître l'intensité de la résultante des forces ainsi que son point d'application. Cependant, cette dernière information n'est pas directement accessible. La procédure de calcul du centre de pression³⁸ fournie par le constructeur (Kistler) ne prend en compte que la seule géométrie de la plateforme de force. La modification du dimensionnement de cette géométrie par l'ajout d'un dispositif, tel que celui des blocs de départ, fourni un résultat erroné concernant le centre de pression. La position de ce dernier est estimée en dehors des dimensions de la plateforme de force.

L'évaluation de la position du centre de pression dépend de la matrice d'étalonnage de la plateforme de force qui est définie par rapport à sa géométrie initiale fixée par le constructeur. La fixation d'un bloc de départ sur la plateforme représente une liaison d'encastrement. Ce type de liaison ne permet pas de définir un point quelconque où le moment du torseur est nul. Le torseur n'étant pas un glisseur, il n'est donc pas possible de déduire le centre de pression. Cela explique les résultats biaisés trouvés lors de l'utilisation de la matrice d'étalonnage de la plateforme de force pour le calcul du centre de pression au niveau du pied.

Contrairement, l'estimation de l'intensité du moment de force engendré par rapport au centre du dynamomètre est possible suite à la connaissance des dimensions du cale pied et des forces qui s'y appliquent. L'éloignement du point d'application de la force par rapport au centre du capteur engendre un moment qui est d'autant plus grand que la distance entre les deux points est importante.

³⁸ Centre de pression : point d'application ou barycentre des forces de réaction.

Le dynamomètre est centré par rapport au cale pied. Ce dernier possède une longueur standard L = 0,160 m. Afin d'évaluer l'intensité des moments de force en un point dont la position ne dépasse pas d = L / 2 = 0,08 m par rapport au centre du dynamomètre, une force d'intensité constante égale à 1200 N est appliquée à différents points situés sur l'axe longitudinal du cale pied. Au niveau de chaque point d'application, l'angle du vecteur force varie de 0 à 90° par rapport au cale pied (figure 61).



Figure 61 Points d'application et orientation de la force simulée sur le cale pied

Le moment de force $(\overline{\mathfrak{M}}_{(O, \overline{F}_{ext})/\Re_0} = \overline{OP}_i \wedge \overline{F}_{ext} \forall O)$ est ensuite calculé en chaque point en fonction de la variation de l'angle (figure 62).



Figure 62 Variation du moment de force en fonction de l'angle et de la position du centre de pression par rapport au centre du dynamomètre pour une force de 1200 N

Cette simulation permet de prédire les moments de force qui peuvent être appliqués au dynamomètre suivant des conditions prédéfinies. Connaissant par mesure dynamométrique (plateforme de force) la grandeur des forces de contact exercées au niveau des pieds, il devient possible de décrire les propriétés finales des dynamomètres destinés à instrumenter les

blocs de départ. Le torseur le plus contraignant a été défini à partir des informations suivantes :

- une résultante maximale de 1200 N
- $\ ^{\circ}$ une colatitude maximale du vecteur force de 30 $^{\circ}$
- une distance maximale du centre de pression de 65 mm par rapport au centre géométrique du capteur

La procédure de dimensionnement du dynamomètre se base sur l'hypothèse suivante ...connaissant l'ensemble des actions mécaniques pouvant être appliquées sur le capteur, quelle doit être la géométrie de ce dernier et la capacité de mesure des poutres... [Bouc 05]. Ce travail a fait l'objet de la thèse de doctorat de Boucher [Bouc 05] effectuée au sein de notre laboratoire. L'encombrement du capteur est défini par rapport à la géométrie d'un bloc de départ standard. Ainsi son diamètre ne doit pas dépasser 80 mm. Ces éléments ont permis de définir les caractéristiques du dynamomètre destiné à équiper le bloc de départ :

- Diamètre externe : 79 mm
- Hauteur : 40 mm
- Étendue de mesure par composantes :

- Fx = 3500 N; Fy = 3300 N; Fz = 11000 N

- Mx = 190 Nm; My = 220 Nm; Mz = 230 Nm
- Étendue de mesure en application simultanée des composantes :

Fx = Fy = Fz = 870 N
Mx = My = 60 Nm ; Mz = 85 Nm

Une fois la détermination des propriétés du dynamomètre achevée, sa construction est lancée. En parallèle, la conception et le développement des blocs de départ adaptés sont assurés. Ce développement est détaillé plus loin dans ce même chapitre (§-VI.4).

2.2-Au niveau des mains

Suite à des recherches bibliographiques, aucune étude scientifique ne fait référence aux efforts exercés au niveau des mains lors d'un départ de course de vitesse. Les expérimentations précédentes (§-III.1.2) permettent d'évaluer les efforts de contact exercés au

niveau des mains suivant les trois dimensions de l'espace. Cependant, l'utilisation sur le terrain d'un tel dispositif présente un coût élevé.

Dans le paragraphe qui suit, différentes solutions sont étudiées afin de déterminer l'influence de l'estimation des forces verticales et tangentielles sur l'évaluation des paramètres caractéristiques du départ de course de vitesse.

3-Influence de la mesure des actions de contacts des mains

Dans ce qui suit, la précision des paramètres du départ de course de vitesse est estimée dans les cas où l'étude repose sur l'exploitation totale ou partielle des composantes de forces de contact de l'athlète avec le sol (*i.e.* pieds, mains).

Nous désignions par :

- *méthode de référence* : les analyses effectuées à partir de la mesure synchrone des forces exercées au niveau des mains et des pieds de l'athlète lors du départ (§-III.1).
- *méthode partielle* : les analyses effectuées en ne prenant en compte que les forces exercées au niveau des pieds.
- *méthode approchée* : les analyses effectuées en mesurant les efforts de contact des pieds et en simulant les efforts de contacts des mains.

Ces deux dernières méthodes (*partielle* et *approchée*) sont comparées à la méthode de *référence* afin d'évaluer les erreurs relatives concernant la vitesse et l'angle à l'éjection. Les résultats obtenus sont utilisés pour limiter au mieux l'investissement du matériel de mesure des composantes des forces de contact.

3.1-La méthode partielle

La non prise en compte des efforts exercés au niveau des mains a pour effet de rompre l'équilibre du système dès les premiers instants.

Suivant la verticale, le poids du corps n'est plus contrebalancé par la somme des forces exercées au niveau des mains et des pieds. La même intensité de la force des pieds à elle seule ne peut pas maintenir le centre de gravité au repos. Ce dernier se trouve donc soumis à une force égale à la différence entre le poids et la force des pieds. Le centre de gravité est donc « tiré » dans la direction du poids avec une accélération d'autant plus grande que les forces exercées au niveau des pieds sont de faibles intensités (figure 63).

Suivant l'axe antéropostérieur, les forces exercées au niveau des pieds ne sont plus contrebalancées par celles des mains ce qui provoque l'apparition d'une vitesse antéropostérieure proportionnelle à l'intensité des forces exercées à chaque instant au niveau des pieds alors que le sujet est immobile lors de la position *Prêt* (figure 63). Rappelons aussi que l'axe des ordonnées coupe celui des abscisses à l'instant zéro correspondant à l'instant du signal de départ ($t_s = 0$ s).



Figure 63 Variation de la vitesse du centre de gravité lors du départ calculée à partir des seules forces exercées au niveau des pieds sans les mains (VG_sm) (t = 0 correspond à l'instant du signal de départ)

Lorsque les forces exercées au niveau des mains ne sont pas prises en compte, l'application du principe fondamental de la dynamique au système athlète ne permet pas de déduire les variations réelles de la vitesse du centre de gravité (figure 63). La vitesse d'éjection antéropostérieure est surestimée de 12%.

Suivant l'axe vertical, l'erreur est très importante (>100%) et présente une vitesse d'éjection négative. La vitesse médiolatérale, quant à elle, reste insensible à la non prise en compte des forces exercées latéralement au niveau des mains. Ces résultats évaluent la norme de la vitesse du centre de gravité à 38% lors de l'éjection et fournissent un angle d'éjection biaisé (>100%).

L'amplitude de ces erreurs relatives démontre toute l'importance d'intégrer les efforts de contacts des mains lorsqu'on cherche à étudier la cinématique du centre de gravité de l'athlète.

Cependant, la prise en compte de ces efforts nécessite l'emploi d'un dynamomètre 3D supplémentaire ce qui augmente le coût. Une des solutions consiste à coupler les mesures de forces exercées au niveau des blocs avec une solution d'estimation des forces exercées au niveau des mains. De ce fait, la possibilité de simuler les forces exercées au niveau des mains est étudiée afin d'en déterminer les limites.

3.2-La méthode approchée

Dans l'optique d'approcher au mieux les forces exercées au niveau des mains, plusieurs méthodes de simulation sont développées afin d'évaluer la qualité du départ de course de vitesse. Ces approches reposent sur la connaissance des forces exercées au niveau des pieds (forces de référence) et de l'instant de décollage des mains (t_{eM}). Cet instant peut être défini par la mise en place d'un « contacteur » au niveau de la surface de contact des mains avec la piste. Les vitesses et les angles d'éjection issus de chaque simulation sont confrontées aux valeurs de référence afin de définir l'erreur relative de chaque approche. Les instants de mise en action (t_{aP}) et d'éjection (t_e) sont définis à partir de la mesure des forces exercées au niveau des pieds.

Suivant l'axe antéropostérieur : deux approches sont développées en se basant sur l'hypothèse de l'équilibre statique de l'athlète jusqu'à l'instant t_{aP}.

- La *première approche* consiste à supposer que l'intensité des actions exercées au niveau des mains (F_{M/\Re_o}^x) suivant cet axe est constante jusqu'à l'instant t_{eM} là où elle s'annule (figure 64). F_{M/\Re_o}^x possède une intensité égale à celle des actions exercées au niveau des pieds mais de sens opposé jusqu'à l'instant du signal de départ. Ainsi à partir de l'instant initial t_s correspondant au signal de départ jusqu'à l'instant t_{eM} -1 :

$$F_{M/\Re_{\mathrm{o}}}^{x} = -\frac{\sum\limits_{t_{i}}^{t_{s}} F_{P/\Re_{\mathrm{o}}}^{x}}{t_{s} - t_{i}}$$

avec t_i un instant quelconque où l'athlète est considéré en position quadrupédique statique avant le signal de départ, c'est-à-dire lors de la position « Prêt ». Dans le cas de cette étude, l'échantillonnage est réalisé à 1000 Hz et $t_i = t_s - 100$.



Figure 64 Illustration de la 1^{ère} approche de simulation des forces antéropostérieures exercées au niveau des mains (FxMains_Sim1) et des forces mesurées exercées au niveau des pieds suivant le même axe

Cette première approche simule F_{M/\Re_0}^x suite à la seule connaissance de la valeur moyenne de cette grandeur lors de la position « Prêt ». Testée pour tous les essais de départ de la population de cette étude, cette approche réduit l'erreur relative par rapport à la méthode partielle et d'évaluer la vitesse d'éjection antéropostérieure $(V_{éject/\Re_0}^x)$ à 4,5 ±3%.

- La *deuxième approche* repose sur l'application du principe de la statique à chaque instant jusqu'à l'instant t_{aP} correspondant à la mise en action des pieds. Cela permet la déduction de la variation de F_{M/\Re_0}^x à partir de la mesure instantanée des forces exercées au niveau des pieds F_{P/\Re_0}^x suivant le même axe (figure 65). De ce fait, à chaque instant et jusqu'à t_{aP} -1, on suppose que :

$$F_{M/\Re_{o}}^{x} = -F_{P/\Re_{o}}^{x}$$

À partir de t_{aP} , l'intensité de F_{M/\Re_o}^x diminue linéairement pour s'annuler à l'instant d'éjection des mains (t_{eM}).



Figure 65 Illustration de la 2^{ème} approche de simulation des forces horizontales exercées au niveau des mains (FxMains_Sim2) et des forces mesurées au niveau des pieds suivant le même axe

L'adoption de cette approche améliore l'appréciation de $V_{éject/\Re_0}^x$ par rapport à son intensité de référence en réduisant l'erreur relative à 2,5 ±1,5%.

• Suivant l'axe vertical, deux méthodes de simulations sont testées afin d'approcher les forces verticales $F_{M/\Re_{0}}^{z}$ exercées au niveau des mains.

- La *première approche* consiste à déduire l'intensité de F_{M/\Re_0}^z par la soustraction au poids (\mathcal{P}_{G/\Re_0}) à chaque instant, de la force exercée au niveau des pieds suivant le même axe. Cette procédure est réalisée jusqu'à l'instant t_{aP} .

$$F_{M/\Re_{o}}^{z} = \mathcal{P}_{G/\Re_{o}} - F_{P/\Re_{o}}^{z}$$

Dès l'instant t_{aP+1} , l'intensité de F_{M/\Re_o}^z décroit linéairement pour s'annuler à l'instant de décollage des mains (t_{eM}) (figure 66).



Figure 66 Illustration de la 1^{ère} approche de simulation des forces verticales exercées au niveau des mains (FzMains_Sim1) et des forces mesurées au niveau des pieds suivant le même axe

L'adoption de cette méthode réduit l'erreur relative de l'évaluation de la vitesse d'éjection verticale à 75%. Toutefois, cette réduction n'est pas encore satisfaisante en termes de précision.

- La *deuxième approche* consiste à prendre en compte l'effet de « pompage » effectué par le sujet dès sa mise en action. L'intensité de la force maximale étant différente d'un sujet à un autre et pour un même sujet d'un essai à un autre, cela nécessite l'adoption d'un moyen permettant d'approcher au maximum l'intensité de *référence*.

Selon les études de corrélations menées au cours du quatrième chapitre (§-IV.4.3.figure 47), il existe une relation affine entre l'intensité de F_{M/\Re_0}^z exercée lors de la position *Prêt* et son intensité maximale atteinte plus tard lors de la mise en action (R² = 0,77).

En utilisant l'équation de la droite de régression linéaire (y = 1,42x - 11,65) et en approchant la variation de *référence* par la courbe issue d'une fonction sinus, il est possible de simuler la variation de F_{M/\Re_0}^z à partir de l'instant t_{aP} jusqu'à l'instant t_{eM} (figure 67) suite à la connaissance de sa grandeur lors de la position $Pr\hat{e}t$.

Cette approche estime l'amplitude maximale atteinte par F_{M/\Re_0}^z avec une erreur relative de l'ordre de 8 ±6%.



Figure 67 Illustration de la 2^{ème} approche de simulation des forces verticales exercées au niveau des mains (FzMains_Sim2) et des forces mesurées au niveau des pieds suivant le même axe

L'application de cette approche réduit l'erreur d'estimation de la vitesse d'éjection à 42%, cependant cela reste toujours insuffisant.

• Suivant l'axe médiolatéral, les forces mesurées qui s'exercent au niveau des pieds sont nulles jusqu'à l'instant t_{eM} . Les forces mesurées exercées au niveau de la main droite (F_{Md/\Re_0}^y) et la main gauche (F_{Mg/\Re_0}^y) sont de même intensité mais de sens opposé :

$$-F_{Md/\Re_{o}}^{y} = F_{Mg/\Re_{o}}^{y}$$

La somme des forces exercées au niveau des mains suivant l'axe médiolatéral peut être négligée sans conséquence sur la précision des grandeurs d'éjections estimées.

3.3-Discussion et analyse des différentes méthodes

Lors d'un départ de course de vitesse, la qualité d'estimation de F_{M/\Re_0}^z et de F_{M/\Re_0}^x détermine la précision d'évaluation de la norme de la vitesse $\|\vec{V}_{éject}\|$ et de l'angle ($\theta_{éject}$) à l'éjection.

L'objectif de cette partie est de déterminer le matériel de mesure dynamométrique nécessaire (à minima) pour une estimation fine de $\|\vec{\nabla}_{éject}\|$ et de $\theta_{éject}$. Suite aux différentes approches réalisées, la deuxième simulation des forces suivant l'axe antéropostérieur ainsi que la deuxième simulation suivant l'axe vertical réduisent considérablement l'erreur relative.

La bonne corrélation qui existe entre $V_{éject}^x$ de référence et sa norme ($R^2 = 0.99$) est biaisée lorsque cette dernière est estimée sans prendre en compte les forces exercées au niveau des mains (étude partielle, $R^2 = 0.74$) (figure 68). Lorsque la norme est estimée par l'intermédiaire de la deuxième approche de simulation, la corrélation est rétablie ($R^2 = 0.92$).



Figure 68 Corrélation entre la norme de la vitesse de référence à l'éjection et la vitesse antéropostérieure au même instant (Vx éject) estimée par trois études différentes : de référence, approchée et partielle

Ces résultats montrent que la norme peut être estimée en mesurant les forces des pieds et les seules forces antéropostérieures exercées au niveau des mains. Quant à l'angle d'éjection, il est dépendant de la grandeur de la vitesse verticale d'éjection. Étant de faible intensité, la vitesse verticale semble ne pas contribuer fortement dans la définition de l'intensité de la norme, toutefois la qualité de son estimation influe directement et considérablement la valeur de l'angle d'éjection.

Dans la figure qui suit (figure 69), les erreurs relatives à la norme de la vitesse d'éjection et sa direction sont définies en combinant différentes possibilités de mesures ou de simulations d'une ou des deux composantes de forces exercées au niveau des mains.



Figure 69 Influence de la mesure et/ou de la simulation des forces antéropostérieures et verticales exercées au niveau des mains sur l'estimation de la norme de la vitesse et l'angle d'éjection

La simulation des forces exercées au niveau des mains suivant l'axe vertical ne permet pas d'avoir une estimation précise des paramètres cinématiques (vitesse et angle d'éjection). Cela est dû au fait que les efforts exercés au niveau de ces segments ne présentent pas de variations régulières permettant de prédire avec précision leur intensité maximale. Une étude complémentaire devrait dresser une approche de simulation plus spécifique selon le niveau des athlètes.

Enfin, ces résultats montrent qu'un dispositif comprenant la mesure des actions de contact F_{pieds}^{X} , F_{pieds}^{Z} , F_{mains}^{Z} et F_{mains}^{X} étant simulée, est un compromis satisfaisant en termes de précision du résultat obtenu, de coût et de facilité d'utilisation.

4-Conception et développement d'une station d'évaluation du départ de course de vitesse

Il vient d'être démontré que pour une bonne estimation de la norme et de la direction de la vitesse d'éjection du centre de gravité d'un coureur lors d'un départ de course de vitesse, il est indispensable d'associer aux forces exercées au niveau des pieds, les forces verticales exercées au niveau des mains. Une plate forme est donc développée à fin de mesurer sélectivement ces forces. Elle comporte trois pieds instrumentés chacun par un pont de jauges sensible aux forces verticales (figure 70).



Figure 70 Plate forme dynamométrique pour la mesure des forces verticales exercées au niveau des mains (CAO³⁹)

Concernant l'instrumentation des blocs de départ, il est important de conserver leurs propriétés de réglage tout en permettant au dynamomètre de réagir aux seules forces qui sont exercées par le pied de l'athlète. Toutefois, pour un dynamomètre de hauteur *h* positionné sur un bloc de départ standard, la variation de l'angle θ du bloc dans un sens ou dans un autre implique soit la butée de la plaque fixée sur le dynamomètre au niveau du sol soit son décollage (figure 71).



Figure 71 Éloignement du cale pied par rapport au sol lors de la variation de l'angle d'inclinaison θ du bloc de départ.

Dans le paragraphe suivant, une solution de conception est présentée afin d'instrumenter le bloc tout en respectant ses propriétés d'inclinaisons.

³⁹ Conception Assisté par Ordinateur

4.1-Principe de réglage de l'inclinaison du bloc instrumenté

Une première solution consiste à doter le cale pied d'une liaison glissière avec la surface supérieure du dynamomètre. Cela permet d'ajuster le cale pied en le glissant pour le remettre au même niveau par rapport au sol. Toutefois, cette solution nécessite un réglage supplémentaire et engendre un décalage important du centre du dynamomètre par rapport à la zone de pression du pied. Or, l'application d'une force en dehors de la surface du dynamomètre produit un moment d'autant plus grand que son point d'application est écarté du centre du capteur. Lorsqu'une grandeur dépasse l'étendu de mesure du dynamomètre, elle peut engendrer des effets irréversibles [Cou 00].

Plusieurs solutions adoptant différents types de liaison entre les éléments du bloc sont alors étudiées. Il en ressort qu'une liaison linéaire rectiligne permet un meilleur fonctionnement de ce dispositif. Ce type d'attache est une liaison parfaite à quatre degré de liberté entre deux solides S1 et S2 qui doivent remplir la condition suivante au cours de leurs mouvements : une droite D2 de S2 doit rester dans un plan PI de S1 (figure 72.a).



Figure 72 Liaison linéaire rectiligne du cale pied avec la piste d'athlétisme

En adaptant ce principe, le cale pied se trouve doté d'une liaison linéaire rectiligne contrainte à deux degrés de liberté. En comparaison au solide S2, le cale pied n'effectuera qu'une rotation autours de Y et une translation suivant X par rapport à la piste d'athlétisme (figure 72.b). Ainsi, en fonction de la variation de l'inclinaison du cale pied, l'extrémité inférieure C (figure 72.b) se trouve dotée d'un mouvement de translation suivant l'axe X. Afin de pouvoir fixer le cale pied à différentes inclinaisons, les positions des points A et B du support sont définies pour toutes les inclinaisons du cale pied (de 30° à 80°).

Un bloc de départ adéquat est ensuite conçu pour permettre le réglage de l'inclinaison du cale pied à partir de la variation des points de fixation (A et B) (figure 73). Cette conception est effectuée avec un logiciel de CAO.



Figure 73 Bloc de départ instrumenté par un dynamomètre (CAO)

La production d'un premier prototype en acier est effectuée au sein de l'atelier du LMS. Cette conception a validé la procédure de dimensionnement des blocs. La qualité de réponse de l'engin, suite aux sollicitations extérieures, est vérifiée par un étalonnage. Cette procédure est décrite dans le paragraphe qui suit.

4.2-Étalonnage des blocs de départ instrumentés

L'étalonnage est une procédure délicate qui permet de quantifier les efforts qui sont appliqués au dynamomètre. Cette opération doit prendre en compte le domaine d'utilisation du dynamomètre prédéfinit suite à la procédure de dimensionnement du corps d'épreuve.

Cette procédure comprend des opérations qui permettent d'exprimer sous formes graphique et algébrique les relations entre l'intensité des efforts et les tensions recueillies à la sortie du conditionneur. Elle consiste à trouver le coefficient de proportionnalité entre la valeur imposée et la valeur affichée en réponse à la sollicitation du dynamomètre. Elle permet aussi de vérifier d'une part, les hypothèses sur lesquelles reposent la procédure de dimensionnement du corps d'épreuve (épaisseur, longueur et inclinaison des poutres...) et d'autre part, le bon fonctionnement des ponts de jauges (collage, câblage, hypothèse d'élasticité linéaire...).
Il est possible de distinguer deux procédures d'étalonnage. La première procédure est dite directe ou absolu. Il s'agit d'appliquer au dynamomètre des forces bien définies dans les directions *X*, *Y*, *Z*, sur le centre de réduction des forces, puis des couples connus suivant *X*, *Y*, *Z*. À propos de la précision des forces appliquées au dynamomètre, il est recommandé d'utiliser des masses étalons dont la valeur est connue avec une précision qui dépasse cent fois celle recherchée pour le capteur [Asch 99]. Cette procédure d'étalonnage est utilisée pour la vérification de la linéarité de la réponse de la plateforme de force *Kistler (type 9287B)* suivant son axe vertical (§-III.2.2). Suite à cette procédure, il devient possible d'utiliser la plateforme de force pour l'étalonnage indirect du dynamomètre. Il s'agit ici de la deuxième procédure d'étalonnage. En effet, il est admis d'utiliser un capteur de référence dont on possède la courbe d'étalonnage et dont on est assuré de la stabilité pour l'étalonnage indirecte du dynamomètre [Ash 99]. Le dynamomètre à étalonner est fixé sur la plateforme de force par l'intermédiaire d'une interface permettant de conserver les mêmes contraintes qui s'exercent sur le dynamomètre lorsqu'il est dans son milieu de mesure (figure 74).



Figure 74 Position du dynamomètre dans l'interface d'étalonnage fixée sur la plate forme lors de la procédure d'étalonnage indirecte

Une interface est développée pour assurer l'étalonnage du dynamomètre tout en étant fixé entre les deux éléments du bloc de départ (figure 74). Les deux capteurs, la plateforme de force et le dynamomètre instrumentant le bloc, se trouvent donc soumis dans les mêmes conditions, simultanément, à l'action du mesurande identique dont le capteur de référence permet de connaître les valeurs.

4.3-Contribution à l'analyse gestuelle

Rappelons que le développement de cet outil d'analyse est effectué dans le cadre d'un projet de recherche financé par le MSJSVA⁴⁰ en partenariat avec la FFA⁴¹. Cette dernière souhaite disposer d'un outil de terrain permettant de discriminer mécaniquement les

⁴⁰ MSJSVA : Ministère de la Santé de la Jeunesse, des Sports et de la Vie associative (www.sante-jeunesse-sports.gouv.fr)

⁴¹ FFA : Fédération Française d'Athlétisme (www.athle.org)

performances d'athlètes lors d'un départ de course de vitesse en situation réelle de pratique. La conception d'un premier prototype en acier à vu le jour dans les ateliers du LMS. Cette première démarche à permis de valider le dimensionnement des blocs qui sont désormais fabriqués en fibres de carbone tout comme l'appui mains instrumenté (figure 75).



Figure 75 Station dynamométrique pour l'évaluation du départ de course de vitesse en situation réelle de pratique

La simplification de la mesure des forces exercées au niveau des mains (mesure des seules forces verticales et simulation des forces antéropostérieures), permet d'estimer la vitesse du centre de gravité à l'éjection avec une précision de $2,5 \pm 1,5\%$ selon les sujets (figure 69). Puisque la norme de la vitesse d'éjection est fortement dépendante de la vitesse antéropostérieure, elle est affectée de la même manière ($2,5 \pm 1,5\%$). Quand à l'angle d'éjection qui dépend principalement de la grandeur de la vitesse verticale à l'éjection, il est évalué avec une précision de $2 \pm 1\%$.

N'offrant que des renseignements concernant la dynamique et la cinématique du centre de gravité jusqu'à l'instant de l'éjection, la possibilité de synchroniser une caméra vidéo est proposée grâce à une interface électronique. Ce couplage d'outils dynamométrique et cinématographique permet d'étudier la variation des données dynamométriques et de visualiser l'image correspondante à chaque instant (chronophotographie).

Offrant des renseignements précieux susceptibles d'orienter objectivement les décisions de l'entraîneur, un tel dispositif n'accorde cependant que la possibilité d'étudier le geste d'une manière globale. Il ne fournit en aucun cas des données concernant la cinématique segmentaire et/ou la dynamique articulaire de l'athlète lors du départ.

Quatrième partie

Modélisation dynamique

Effets des méthodes de traitement



L'objectif de cette partie est de proposer un protocole adapté à l'analyse de la gestuelle du départ de sprint. Il est certain que le système dynamométrique développé au cours de cette étude (§-6) offre des indications précieuses concernant la dynamique du départ de sprint. L'étude de la gestuelle permet l'analyse des différentes quantités d'accélérations segmentaires responsables de la mise en mouvement du corps de l'athlète. Ainsi, avant toute analyse, il importe de résoudre les problèmes liés aux traitements de données cinématographiques et à la modélisation du corps humain.

En effet, étant au carrefour de plusieurs secteurs de recherches scientifiques, la biomécanique, et plus exactement la mécanique du geste sportif, se sert d'un large panel d'outils, de modèles, de méthodes d'analyse et de traitement de données qui exigent une attention particulière. Dans une approche directe ou indirecte⁴², l'expérimentateur doit accomplir plusieurs étapes avant l'étude du geste et avant même son enregistrement. Ces étapes préliminaires ont pour objectif de réduire les incertitudes liées aux systèmes utilisés d'une part, et celle de la modélisation de la chaîne cinématique, d'autre part. Toutefois, l'opérateur se trouve confronté à l'abondance et à la divergence de la littérature scientifique ainsi qu'à la multiplication des boîtes à outils informatiques de traitement de données mises à sa disposition.

Cette partie comporte deux chapitres. Le premier (§-VII), présente les méthodes adoptées pour le traitement des données cinématographiques et la modélisation de l'athlète dans un espace tridimensionnel (définition de la position et l'orientation des segments, approximation des centres fonctionnels de rotation et estimation des repères anatomiques). L'accent est mis sur le problème irrésolu de la non rigidité des segments du corps humain. De ce fait, les issues proposées dans la littérature scientifique sont discutées afin de montrer leurs limites dans l'application rigoureuse des principes de la mécanique des solides.

⁴² L'approche directe consiste en l'enregistrement de déplacement à l'aide d'outils tels que les potentiomètres, les goniomètres, et l'enregistrement des accélérations par des accéléromètres. À l'inverse, l'approche indirecte consiste en l'enregistrement d'images du mouvement sur un support donné. Colloud (2003), expose et discute ces deux approches [Coll 03].

Le deuxième chapitre (§-VIII), présente une nouvelle procédure de minimisation des artéfacts dus aux mouvements de la peau. Cette procédure se base sur un raisonnement par récurrence à partir de données contenues dans les matrices de roto-translations segmentaires. Afin de tester son efficacité, une confrontation est effectuée avec une procédure d'optimisation globale [Lu 99]. Ainsi, la dernière section de ce chapitre étudie l'effet de ces deux procédures de solidification sur la définition de la configuration du système polyarticulé, puis sur la cinématique segmentaire et enfin sur la dynamique articulaire.

Chapitre VII

Méthodes de traitement et d'analyse de la gestuelle de départ du sprint

L'objectif de ce chapitre est de déterminer la configuration segmentaire la plus précise de l'athlète, à chaque instant, lors d'un départ de sprint. Le repérage de chaque segment dépend directement des méthodes de traitement et d'analyse de données cinématographiques adoptées. Un déroulement rigoureux de ces étapes permet la modélisation des différents segments du corps de l'athlète par des solides indéformables reliés entre eux par des liaisons parfaites. On parle alors de système poly-articulé de solides rigides. L'hypothèse de la rigidité des segments étant primordiale à l'application des principes de la mécanique classique, elle contraint l'expérimentateur à trouver des solutions au problème que pose le mouvement relatif des marqueurs définissant un segment donné.

En effet, en se basant sur le suivi de marqueurs collés sur la peau, l'étude de la gestuelle doit tenir compte, d'une part, des perturbations provoquées par l'élasticité de ce tissu biologique, et d'autre part, de la présence de masses molles. Ces perturbations n'ont pas seulement pour effet de faire varier la longueur des segments mais aussi de modifier la position des marqueurs par rapport à la structure osseuse sous jacente (saillies osseux), ce qui biaise l'estimation des centres articulaires, des axes anatomiques segmentaires et toutes les grandeurs calculées qui en dépendent. Dans ce qui suit seront donc présentées les différentes

étapes de traitement de données cinématographiques afin de garantir une application rigoureuse des différents principes permettant l'étude mécanique de la gestuelle du départ de course vitesse.

1-Capture du mouvement d'un départ de course vitesse

L'une des étapes les plus importantes est la mise en place du système d'acquisition destiné à capturer la gestuelle d'un athlète qui effectue un départ de course vitesse à partir d'une position en quadrupédie. Dans ses travaux, Boucher (2005) discute les problèmes liés au placement des caméras ainsi qu'à la calibration du volume d'étude. Il aboutit à un protocole d'évaluation de la précision des coordonnées des marqueurs [Bouc 05]. Ces recommandations sont prises en compte lors de la capture du mouvement du départ de sprint.

L'outil de capture d'image utilisé est un système optoélectronique *Motion Analysis*⁴³ comportant six caméras équipées chacune d'un projecteur émettant une lumière rouge à fréquence réglable (200 Hz dans le cas de cette étude). Ce système est piloté par une interface *EVaRT* permettant, outre la capture et la reconstruction tridimensionnelle des données, leur traitement par des procédures de filtrage. Les marqueurs utilisés sont dits *marqueurs passifs*. Ils renvoient la lumière (émise par les projecteurs) dans la direction du rayon incident grâce à leurs propriétés rétrofléchissantes (Scotch Light). Suite à la définition d'un référentiel galiléen, la calibration du champ d'étude et l'acquisition simultanée des coordonnées 2D des marqueurs par au moins deux caméras, puis le calcul des coordonnées 3D de chaque marqueurs par des procédures d'optimisation (Annexe-4), il devient possible de définir la situation complète (position et orientation) d'un segment dans l'espace 3D (§-VII-2).

Les acquisitions cinématographiques sont couplées aux mesures des forces instantanées exercées distinctement au niveau de chaque appui (main droite, main gauche, pied droit et pied gauche). L'échantillonnage des 40 voies analogiques issues des six dynamomètres se fait à une fréquence de 1000 Hz. La répartition des voies est la suivante :

- 6×2 voies pour les deux blocs de départ instrumentés (*Sensix*) ;
- 6×2 voies pour les deux appuis mains instrumentés (*Médicapteurs*);
- 8×2 pour les deux plates formes de force (PFF) (*Kistler*).

⁴³Le système *Motion Analysis* (<u>www.motionanalysis.com</u>) utilisé lors de cette étude nous a été prêté par le Professeur Laurence Chèze - Université Claude Bernard Lyon1

Les PFF sont placées sous les blocs de départ instrumentés. Elles sont utilisées de façon simultanée avec les blocs de départ pour trois raisons : la première est que les blocs de départ instrumentés permettent l'estimation du centre de pression des forces exercées au niveau des pieds (§-VI.2.1). La deuxième consiste à contrôler l'angle d'inclinaison des cales pieds, en considérant les forces recueillies et exprimées dans les référentiels respectifs des PFF et blocs instrumentés. La troisième est d'ordre pratique, elle permet aux blocs de départ, une fois fixés sur les PFF, d'être à la même hauteur que les appuis mains instrumentés.

Un BUZZER délivrant simultanément un bip sonore et une impulsion électrique de +9 V permet de marquer l'instant du signal de départ.

Toutes les grandeurs cinématographiques et dynamométriques enregistrées sont exprimées dans le référentiel galiléen \Re_0 représenté à la figure ci-dessous (figure 76).



Figure 76 Chaîne de mesure cinématographique et dynamométrique

L'estimation des forces exercées sur l'athlète constitue d'une part un point de contrôle pour retrouver l'accélération du centre de gravité égale à la somme des accélérations linéaires segmentaires définies par cinématographie ($\overrightarrow{a_G} = \sum \overrightarrow{a_{Gi}}$), et d'autre part, elles représentent le point de départ du raisonnement par récurrence permettant le calcul des efforts intersegmentaires suite à l'application du modèle dynamique inverse (§-VIII).

Le sujet participant à cette étude est un athlète de niveau régional, ayant une masse de 85 kg, une taille 1,80 m. Sa meilleure performance sur 100 m est de 10,74 s.

1.1-Le modèle poly-articulé

L'orientation d'un corps dans l'espace tridimensionnel \Re_0 nécessite son repérage par au moins trois marqueurs non colinéaires.

Au cours des *enregistrements dynamiques* (§-.2.1) du geste de départ, le coureur est équipé de 41 marqueurs. Ces marqueurs sont dits *techniques*. Ils assurent la modélisation de l'athlète par 15 corps poly-articulés (figure 77.a).

À ces marqueurs, s'ajoutent 12 autres marqueurs pour définir la situation des quatre dynamomètres (figure 77.b) répartis au niveau des appuis de l'athlète lors de la position *Prêt*.



Figure 77 Modèles filaires définis suite à l'emplacement de 41 marqueurs techniques (a), et 13 marqueurs anatomiques positionnés sur l'athlète (c), ainsi que 12 marqueurs positionnés sur les quatre dynamomètres (b) Afin de déterminer les positions des centres articulaires et construire des repères segmentaires suivant les recommandations de l'ISB⁴⁴ [Wu 02, Wu 05], des *enregistrements statiques* (§-VII.2.1) sont effectués après avoir ajouté à l'ensemble des 53 marqueurs, déjà présents, 13 autres marqueurs dits *anatomiques* (figure 77.c).

Le positionnement des marqueurs sur l'athlète est soigneusement défini afin de d'estimer précisément les repères anatomiques segmentaires. Les positions des marqueurs par rapport aux repères anatomiques d'un segment S_i sont définies dans le paragraphe qui suit.

Positions des 41 marqueurs techniques sur le corps de l'athlète (figure 77.a)

Tête	(1) oreille droite, (2) oreille gauche et (3) os frontal							
Tronc	(4) processus épineux de la $7^{\text{ème}}$ cervicale [C7], (5) bord proximal du							
	manubrium sternal, (6) apophyse épineuse de la 10 ^{ème} vertèbre thoracique							
	[T10], (7) apophyse épineuse de la 5 ^{ème} lombaire [L5]							
Bras								
Bras droit	(8) pointe antérosupérieure de l'acromion de la scapula droite [Acro D], (9)							
	biceps brachial droit [Biceps D] et (10) épicondyle latéral de l'humérus droit							
	[EpicLat D]							
Bras gauche	(14) [Acro G], (15) [Biceps G], (16) [EpicLat G]							
Avant-bras								
Av. bras droit	(11) bord latéral du radius droit [BLR D], (12) processus styloïde ulnaire droit							
	[PSU D]							
Av. bras gauche	(17) [BLR G], (18) [PSU G]							

Mains

Main droite	(13) partie distale du 5 ^{ème} métacarpien droit [MétaCarp5 D]								
Main gauche	(19) [MétaCarp5 G]								
Pelvis	(20) épine iliaque postérosupérieure droite [EIPS D], (21) épine iliaque postérosupérieure gauche [EIPS G], (23) épine iliaque antérosupérieure droite								
	[EIAS D] et (24) épine iliaque antérosupérieure gauche [EIAS G]								

⁴⁴ ISB : International Society of Biomechanics (http://isbweb.org/)

Cuisses

Cuisse droite	(24) grand trochanter [GT D], (25) quadriceps fémoral [Quad D] et (26)							
	condyle latéral [CondLat D]							
Cuisse gauche	(33) [GT G], (34) [Quad G], (35) [CondLat G]							
Jambes								
Jambe droite	(27) tubérosité tibiale antérieure [TTA D], (28) crête tibiale inférieur [CTI D]							
	(29) triceps sural droit [TS D]							
Jambe gauche	(36) [TTA G], (37) [CTI G], (38) [TS G]							
Pieds								
Pied droit	(30) malléole externe du péroné droit [ME D], (31) tubérosité calcanéenne							
	droite [TC D], (32) 5 ^{ème} orteil droit [Ort D]							
Pied gauche	(39) [ME G], (40) [TC G], (41) [Ort G]							

Positions des 12 marqueurs sur les dynamomètres (figure 77.b)

Les faces supérieures des deux blocs de départ instrumentés et des deux appuis mains instrumentés sont équipées chacune de trois marqueurs : (44-43-44) appui main droit, (45-46-47) appui main gauche, (48-49-50) cale pied droit, (51-52-53) cale pied gauche (figure 77.b). Ces marqueurs sont conservés tout le long des *enregistrements dynamiques*. Leurs coordonnées définissent les positions relatives des dynamomètres, d'une part, et permettent de contrôler la précision des mesures en mode statique lors des différents types d'acquisitions, d'autre part.

Position des <u>13 marqueurs anatomiques</u> sur le corps de l'athlète (figure 77.c)

Thorax	(55) Appendice xiphoïde
Bras	(62), (63) épicondyle médiale de l'humérus droit [EpicMed D] et gauche [EpicMed G]
Avant-bras	(64), (65) processus styloïde du radius droit [PSRad D] et gauche [PSRad G]
Cuisse	(66), (67) condyle médial droit [CondMed D] et gauche [CondMed G]
Jambe	(58), (59) malléole médiale droite [MalMed D] et gauche [MalMed G] (56), (67) base de la patella droite [Pat D] et gauche [Pat G]
Pieds	(60), (61) premier orteil du pied droit [Ort1 D] et gauche [Ort1 G]

2-Positions et orientations des segments

La définition de la position et de l'orientation d'un segment distal par rapport à un segment proximal adjacent ne peut se faire que suite à la construction des repères locaux relatifs à chaque segment.

La construction de ces repères est effectuée en accord avec les recommandations de l'ISB [Wu 02, Wu 05]. Cependant, avec un axe Z horizontal, ces recommandations sont contraires aux conventions internationales (mécanique, physique, mathématiques appliquées) ce qui crée des conflits au sein même des biomécaniciens. Cette normalisation vient suite aux travaux de Grood et Suntay (1983) qui définissent la séquence des rotations élémentaires de référence [Groo 83]. Cette référence est reprise dans les articles de recommandation de l'ISB.

Ainsi, la désignation des axes de rotations articulaires se fait par rapport à un *repère anatomique* dont la définition est la suivante :

- \circ O_i est l'origine du repère, ce point coïncide avec le centre fonctionnel de l'articulation,
- X_i est l'axe antéropostérieur suivant lequel se font les mouvements d'abduction et d'adduction, il est orienté en sens opposé pour les deux cotés du corps
- *Y_i* est l'axe proximodistal (orienté vers le haut) suivant lequel se font les mouvements de rotation médiale et latérale
- Z_i est l'axe médiolatéral orienté en sens opposé pour les deux cotés du corps. Les mouvements de flexion et d'extension se font suivant cet axe.



 Définition des origines des R_i

 A, A' : Pieds droit et gauche

 B, B' : Jambes droite et gauche

 C, C' : Cuisses droite et gauche

 D, D' : Pelvis droit et gauche

 E : Abdomen

 F : Thorax

Figure 78 Positions et orientations des axes de rotations articulaires

Aussi, afin d'uniformiser les méthodes de calculs et conduire une analyse comparative des différentes études, l'ISB recommande l'utilisation des opérateurs homogènes (matrices de roto-translation).

La description de la position et de l'orientation d'un segment S_i par rapport au repère galiléen de référence \Re_0 se fait donc suite à la détermination des éléments de la matrice de roto-translation T_0^i . Il s'agit d'une matrice 4×4 qui contient un vecteur colonne de translation de l'origine O_i et une matrice de rotation R_0^i des axes unitaires.

$$T_{0}^{i} = \begin{bmatrix} R_{0}^{i} & X_{i} \\ R_{0}^{i} & Y_{i} \\ \vdots \\ \overline{0} & \overline{0} & \overline{1} \end{bmatrix}_{\mathcal{R}_{0}}$$
Éq.VII.1

Afin de déterminer l'orientation d'un repère segment distal \Re_{sd} par rapport à un repère segment proximal \Re_{sp} , il faut définir la matrice R_{sp}^{sd} en fonction de R_{0}^{sp} et R_{0}^{sd} qui représentent respectivement les orientations de \Re_{sp} et \Re_{sd} par rapport à \Re_{0} . La matrice de passage du segment proximal au segment distal est telle que :

$$R_{sp}^{sd} = R_{sp}^{\theta} R_{\theta}^{sd}$$
 Éq.VII.2

dont R_{sp}^{0} est la matrice transposée de R_{0}^{sp} .

2.1-Approximation des repères anatomiques

Afin de contourner le problème d'occlusion de marqueurs, la construction d'un repère segmentaire dit repère *dynamique / anatomique* et de son opérateur homogène noté $T_0^{Dyn/Anat}$ est réalisée suite à une procédure combinant deux types d'enregistrements :

- *enregistrements statiques* : l'athlète est immobile en position anatomique de référence.
 Il est équipé des marqueurs *techniques et anatomiques*.
- enregistrements dynamiques : seuls les marqueurs techniques sont conservés collés sur le coureur.

Approximation des repères lors des enregistrements statiques

La position statique de l'athlète debout bras écartés évite les problèmes d'occlusion des marqueurs. Au cours de cette phase, l'athlète est équipé à la fois de marqueurs techniques et anatomiques.

Les coordonnées de trois marqueurs non colinéaires (*A*, *B* et *C*) d'un même segment permettent d'approcher à la fois l'origine du *repère anatomique* segmentaire et la direction de ces axes *X_i*, *Y_i*, *Z_i*. Un tel repère est noté $\Re_{i \ Stat/Anat} = (O_i / X_i, Y_i, Z_i)$.

La figure 79 illustre les étapes de construction du repère *statique/anatomique* de la jambe droite $\Re_{jd \ Stat/Anat}$ à partir de la position de deux marqueurs anatomique A et C, et deux marqueurs techniques *B* et *D*.





Ainsi, $T_0^{i \ Stat / Anat}$ définit l'opérateur homogène associé à un segment *i* dont la position et l'orientation sont définies dans \Re_0 suite aux enregistrements statiques des marqueurs anatomiques. Au cours de ces mêmes enregistrements, la construction d'un deuxième type de repère segmentaire appelé repères *statique/technique* noté $\Re_{i \ Stat / Tech}$ est assurée à partir des seuls marqueurs techniques. L'opérateur homogène qui y est associé est noté $T_0^{i \ Stat / Tech}$.

Approximation des repères lors des enregistrements dynamiques

Rappelons que lors des *enregistrements dynamiques*, seuls les marqueurs techniques sont gardés collés sur l'athlète. La position de ces marqueurs dans \Re_0 permet la construction d'un repère *dynamique/technique* $\Re_{i \ Dyn/Tech}$ et sa matrice de roto-translation noté $T_0^{i \ Dyn/Tech}$.

Ayant déjà défini les opérateurs homogènes $T_0^{i \, Stat / Anat}$ et $T_0^{i \, Stat / Tech}$ lors des enregistrements statiques, il est possible de déterminer la matrice $T_{Tech}^{i \, Anat}$ décrivant la situation du *repère anatomique* par rapport au *repère technique* d'un segment S_i comme suit :

$$T_{Tech}^{i \ Anat} = T_{i \ Stat \ / Tech}^{o} \cdot T_{o}^{i \ Stat \ / Anat}$$
Éq.VII.3

tel que $T_{i \; Stat / Tech}^{0} = \left(T_{0}^{i \; Stat / Tech}\right)^{-1}$

La matrice de passage $T_{Tech}^{i \ Anat}$ présente l'expression du repère *statique/anatomique* dans le repère *statique/technique*. Cette matrice est considérée invariable au cours du temps. Elle estime la position et l'orientation du *repère anatomique* lors des *enregistrements dynamiques* $(T_o^{i \ Dyn/Anat})$ à partir de la connaissance de la position et de l'orientation du repère *dynamique/technique* $(T_o^{i \ Dyn/Tech})$. Le calcul se fait comme suit :

$$T_{o}^{i \ Dyn/Anat} = T_{o}^{i \ Dyn/Tech} \cdot T_{Tech}^{i \ Anat}$$
Éq.VII.4

Ainsi, lors des enregistrements dynamiques du geste de départ, la position et l'orientation de chaque *repère anatomique* segmentaire sont définies à chaque instant dans \Re_0 par l'opérateur homogène $T_0^{i Dyn/Anat}$.

Il est important de souligner que la position de l'origine du *repère anatomique* correspond au centre fonctionnel de l'articulation en question. Vu l'éloignement de ces points des points anatomiques palpables (tubérosités), leurs approximation *in vivo* est une étape importante qui permet de minimiser l'incertitude sur les quantités cinématiques et dynamiques calculées [Crea 07 ; Hold 98 ; Stag 00].

2.2-Approximation des centres articulaires

Le mouvement de départ du sprint sollicite à la fois les membres inférieurs et supérieurs. Vu la grande amplitude des efforts exercés au niveau de ces segments (§-4.2), la précision des couples articulaires calculés est dépendante de la précision avec laquelle les centres articulaires sont localisés. Les études qui traitent de ce problème sont nombreuses et il est possible de les distinguer selon deux grandes approches.

La première approche est dite prédictive : elle estime la position du centre articulaire à partir de régressions linéaires faisant intervenir les dimensions et la géométrie du segment. La position du centre articulaire est donc exprimée dans un repère local défini par un emplacement précis de marqueurs cutanés. Suite à la comparaison de trois approches prédictives, Kirwood et al. (1999) démontrent que la détermination du centre articulaire de la hanche peut se faire en calculant le milieu de la distance entre l'épine iliaque antérosupérieure et la symphyse pubienne pour ensuite descendre de 2 cm. Les erreurs d'approximation sont de l'ordre de 0,7 cm suivant l'axe médiolatéral (O_iZ_i) et 0,8 cm suivant la verticale (O_iY_i). L'auteur considère cette méthode valable pour l'analyse de la marche puisqu'elle permet l'estimation des moments articulaires avec une précision de 95% [Kirw 99].

Dans le cas de l'étude du départ de sprint, l'approche prédictive est adoptée pour les articulations du poignet, du coude, du genou et de la cheville. Le centre fonctionnel de ces articulations est donc défini au milieu des deux marqueurs *techniques* et *anatomiques* situés respectivement sur la partie latérale et médiale de l'articulation concernée, telles que les malléoles latérale et médiale dans le cas de la cheville (figure 79).

La seconde approche est dite fonctionnelle : elle se base sur la réalisation de mouvements simples de flexion-extension, d'abduction-adduction et de circumduction. L'ISB recommande l'utilisation de la méthode des axes hélicoïdaux [Wu 05]. Toutefois, cette méthode est sensible à l'amplitude et à la vitesse du mouvement [Camo 06, Ehri 06].

Plusieurs études se sont intéressées à la comparaison des différentes méthodes fonctionnelles. Dans ce sens, Begon et al. (2007) démontrent que le type de mouvement, son amplitude et le nombre de répétitions possèdent un effet significatif sur la détermination du centre articulaire de la hanche. Ces auteurs recommandent d'effectuer 10 répétitions avec des amplitudes limitées tout en associant des mouvements de flexion-extension, d'abduction-adduction et de circumduction [Bego 07]. L'étude de Monnet et al. (2007) confirme ces recommandations, et démontre la validité de la méthode SCoRE (pour Symmetrical Centre of

Rotation Estimation) lorsque les mouvements sont réalisés à faible vitesse. La méthode SCoRE a été développée par Ehrig et al. (2006) pour la détermination du centre fonctionnel de l'épaule (articulation scapulo-humérale).

Prenant en compte ces recommandations, des pré-tests sont effectués en utilisant les coordonnées de marqueurs *techniques* et *anatomiques* afin d'estimer les positions des centres articulaires de la hanche et de l'épaule dans un repère proximal et/ou distal (figure 80) tout en utilisant la méthode SCoRE.

Ainsi, connaissant la position de chaque marqueur dans \Re_0 , il devient possible de construire un repère distal \Re_d d'origine d et un repère proximal \Re_P d'origine P. La position du point I correspondante au centre fonctionnel de l'articulation est supposée invariable en fonction du temps dans \Re_d et \Re_P . Cette hypothèse est simplificatrice car les articulations possèdent des centres instantanés de rotation du fait de la complexité de la géométrie des surfaces osseuses en contact. Toutefois, malgré cette hypothèse, la méthode SCoRE permet une approximation des centres articulaires avec une incertitude de 1,2 mm [Ehri06].



Figure 80 Positions des marqueurs pour la définition des centres articulaires de la hanche droite et de l'épaule droite (Vue antérieure)

La position du point I (figure 80) peut être définie dans \Re_0 comme suit :

$$\overrightarrow{OI}_{\mathfrak{R}_{0}} = \overrightarrow{Od}_{\mathfrak{R}_{0}} + R_{\rho}^{d} \, \overrightarrow{dI}_{\mathfrak{R}_{d}}$$
 Éq.VII. 5

tel que R_o^d est la matrice rotation de \Re_d dans le repère fixe \Re_0

aussi
$$\overline{OI}_{\mathcal{R}_0} = \overline{OP}_{\mathcal{R}_0} + R_0^P \overline{PI}_{\mathcal{R}_P}$$
 Éq.VII. 6

tel que R_o^p est la matrice rotation de \Re_P dans le repère fixe \Re_0

d'où
$$\overrightarrow{Od}_{\Re_0} + R_0^d \overrightarrow{dI}_{\Re_d} = \overrightarrow{OP}_{\Re_0} + R_0^P \overrightarrow{PI}_{\Re_P}$$
 Éq.VII. 7

Dans cette dernière équation, seuls les vecteurs positions du centre articulaires $(\vec{dI}_{\mathfrak{R}_d})$ et $\vec{PI}_{\mathfrak{R}_p}$ sont inconnus. Cette relation peut s'écrire en regroupant les deux grandeurs inconnues dans un seul vecteur :

$$\begin{bmatrix} R_{\theta}^{d} & -R_{\theta}^{P} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \overrightarrow{dI}_{\mathfrak{R}_{d}} \\ \overrightarrow{PI}_{\mathfrak{R}_{p}} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \overrightarrow{OP}_{\mathfrak{R}_{0}} - \overrightarrow{Od}_{\mathfrak{R}_{0}} \end{bmatrix}$$
 Éq.VII.8

L'écriture de l'équation (Éq.VII.8) sous cette forme présente un système linéaire composée de six inconnues pour trois équations. Ainsi, suite à l'enregistrement de la position des marqueurs *techniques* et *anatomiques* de l'instant t_i à l'instant t_f lors des mouvements de flexion-extension, d'abduction-adduction et de circumduction de l'épaule et de la hanche répétés 10 fois à faible vitesse, il devient possible de former le système linéaire suivant :

$$\begin{bmatrix} R_o^d(t_i) & -R_o^p(t_i) \\ \vdots & \vdots \\ R_o^d(t_f) & -R_o^p(t_f) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \overline{dI}_{\mathfrak{R}_d} \\ \overline{PI}_{\mathfrak{R}_p} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \overline{OP}(t_i) - \overline{Od}(t_i) \\ \vdots \\ \overline{OP}(t_f) - \overline{Od}(t_f) \end{bmatrix}_{\mathfrak{R}_0}$$
Éq.VII. 9

Étant exprimée dans les repères locaux \Re_d et \Re_P , la position instantanée du centre articulaire I est donc invariable tout au long de l'enregistrement.

Le système obtenu (Éq.VII.9) est de la forme ax = b. La résolution d'un tel système linéaire se fait en introduisant la pseudo inverse a^+ tel que a^+b donne la solution des moindres carrées x qui minimise $||ax-b||^2$ tel que $a^+ = (a^Ta)^{-1}a^T$ avec a^T et a^{-1} respectivement transposé et inverse de a.

Ainsi, suite à l'adoption de la méthode SCoRE, la position du centre articulaire de la hanche et de l'épaule dans \Re_d et \Re_P sont estimées par l'équation suivante :

$$\begin{bmatrix} \vec{dI}_{\Re_d} \\ \vec{PI}_{\Re_p} \end{bmatrix} = (a^T a)^{-1} a^T b$$
 Éq.VII. 10

Les résultats issus de ces calculs d'approximation des centres articulaires comme ceux issus de l'approximation des axes anatomiques dépendent fortement des positions des marqueurs cutanés placés sur l'athlète. À ce sujet, une série d'études portant sur l'analyse du mouvement en biomécanique, démontre que l'incertitude associée à la position des marqueurs est importante [Capp 05 ; Chia 05 ; Croc 05 ; Lear 05]. Cette imprécision provient des tissus mous et de leurs mouvements qui reste l'un des problèmes irrésolus de l'analyse du mouvement *in vivo*.

3-Rigidité des segments du système poly-articulé

Le problème de la rigidité des segments lié aux mouvements de la peau par rapport à la structure osseuse sous jacente est bien connu. Les erreurs engendrées diffèrent d'un sujet à un autre et pour un même sujet d'un segment à un autre. Ainsi, lors d'un geste ordinaire tel que la marche, le pédalage ou la flexion extension d'un membre, les artefacts dus aux mouvements de la peau peuvent entraîner des erreurs de positions pouvant atteindre 50 mm [Capp 96]. Dans le cas de la présente étude, afin de cerner l'amplitude de cette erreur, les longueurs segmentaires relevées suite aux *enregistrements statiques* et *dynamiques* (§-VII.2.1) sont confrontées afin d'estimer la variation maximale et, de ce fait, l'erreur relative maximale due aux mouvements de la peau (tableau 1).

Sogmont	Longueur	stat. [mm]	Variation	max.[mm]	Erreur relative [%]		
Segment	Droit	Gauche	Droit	Gauche	Droit	Gauche	
Pied	132	136	25	23	19	17	
Jambe	434	408	46	62	11	15	
Cuisse	414	419	45	40	11	10	
Pelvis	198	181	12	18	6	10	
Abdo. + Thorax	51	7	2	6		5	
Tête + Cou	27	'1	1	2		4	
Bras	325	300	22	20	7	7	
Avant bras	285	279	29	17	10	6	
Main	79	87	11	13	14	15	
Cale pied	201	208	3	3	1	1	

Tableau 8 Variations maximales des longueurs segmentaires et erreurs relatives

Cette confrontation des longueurs (tableau 1) permet de distinguer deux types d'erreurs :

- la première est systématique, elle témoigne de l'imprécision du positionnement des marqueurs entre segments droits et gauches lors des *enregistrements statiques*.
- la deuxième est due aux mouvements relatifs des marqueurs cutanés d'un même segment lors de l'exécution du geste de départ.

Ces erreurs ont pour conséquence de biaiser le calcul de la position et l'orientation des segments, ainsi que les paramètres cinématiques et dynamiques qui en découlent. À ce titre, en étudiant les amplitudes articulaires du genou lors de la course, Reinschmidt et al. (1997) précisent que le mouvement de la peau entraîne des erreurs d'estimation de l'ordre de 21% pour la flexion/extension, 63% pour la rotation interne/externe et 70% pour l'abduction/adduction [Rein 97]. De même, l'étude de Karlsson et al. (1994) montre une différence de 30° lors de l'estimation de la rotation médiolatéral de la cuisse (50° contre 20°) à partir de la position de marqueurs cutanés *versus* marqueurs fixés dans l'os (*pins*) [Karl 94].

Concernant l'effet des artéfacts dus aux mouvements de la peau (ADMP) sur la dynamique articulaire, Holden et al. (1997) montrent que pour différentes cadences de marche, la force et le couple articulaire estimés au niveau du genou suivant l'axe de flexion, présentent des erreurs pouvant atteindre respectivement 39 N et 9 Nm [Hold 97].

3.1-Méthodes de minimisation des ADMP

La peau étant un tissu mou qui se déforme selon la posture du sujet, la variation de position d'un marqueur ne définit pas seulement le mouvement du segment mais aussi celui de la peau par rapport à l'os. Ainsi, suite à une contraction musculaire, il peut y avoir une variation de la position d'un marqueur sans qu'il y ait mouvement réel du segment osseux. De plus, à la différence des mouvements cycliques, la gestuelle de départ du sprint ne présente pas de déformations segmentaires systématiques.

Le bruit provoqué par les ADMP représente donc une source d'erreur qui n'est ni constante ni aléatoire. De ce fait, puisqu'elle n'est pas constante et dépend de la nature du mouvement, l'application des procédures d'offset ne permet pas de résoudre le problème. Et, puisqu'elle n'est pas aléatoire et que sa fréquence est approximativement celle du mouvement analysé, il devient inadéquat d'adopter des techniques de traitement de données telles que le

lissage⁴⁵ ou le filtrage⁴⁶. Ces deux méthodes de traitement de données sont détaillées dans une revue de bibliographie exposée par Leboeuf (2004) [Lebo 04].

Pour résoudre ce problème, et permettre une application rigoureuse des principes de la mécanique des solides rigides, il importe d'adopter la solution adéquate pour la minimisation des ADMP. La littérature scientifique offre plusieurs issues telles que l'utilisation de *pins* fixés directement dans l'os. Néanmoins, étant invasive, son utilisation est très limitée. Une alternative à cette méthode est le *cluster* rigide sur lequel sont fixés les marqueurs et qui se fixe à son tour sur la peau. Cette méthode permet de réduire les ADMP, toutefois, tous les marqueurs se trouvent entachés de la même erreur inconnue ce qui ne permet pas de résoudre le problème. Alexander (2001) propose d'augmenter le nombre de marqueurs collés sur un segment et de considérer que la trajectoire de chacun ; par rapport à l'os sous-jacent ; est entachée d'un bruit propre prédéfini suite à un pré-test qui prend en compte la cinématique du geste effectué [Alex 01]. Cette dernière méthode est prédestinée aux gestes cycliques vu que les déformations segmentaires sont considérées comme systématiques. Cela exclut son utilisation dans le cas de l'étude de départ du sprint. De plus, vu la position initiale de l'athlète, l'augmentation du nombre de marqueurs se confronte à un autre type de problème : celui des occlusions de marqueurs.

Méthodes de minimisation des ADMP par optimisation

Dans une optique de minimisation des ADMP par optimisation, Chèze (1995) propose une méthode appelée *solidification* [Chèz 95]. Cette méthode consiste à conserver un triplet de marqueurs positionnés sur chaque segment (§-VII.1.1) afin de le représenter par un triangle. La description de la position et de l'orientation de ce triangle se fait suite à la définition des matrices de roto-translation (§-VII.2). Les triangles de référence sont définis en calculant les moyennes des triangles les moins bruités déterminés suite à une procédure itérative d'élimination. Finalement, un ajustement par la méthode des moindres carrés est effectué pour substituer à chaque instant un triangle rigide au triangle déformé.

⁴⁵ Le lissage est une technique de traitement de données basée sur l'interpolation. Elle consiste à remplacer une valeur numérique par celle qui apparaît le plus fréquemment dans le voisinage.

⁴⁶ Le filtrage est une technique de traitement de données basée sur la notion de tri. Elle permet d'éliminer les valeurs à hautes fréquence et de garder les autres et inversement.

L'emploi de cette procédure d'optimisation par moindres carrés permet de définir la matrice de rotation R et le vecteur de translation t qui minimisent l'écart entre les positions a et b des marqueurs i entre deux instants voisins tel que :

min
$$f = \sum_{i=1}^{n} ||Ra_i + t - b_i||^2$$
 Éq.VII. 11

dont *n* est le nombre de marqueurs ($n \ge 3$) et *R* est contraint tel que $R^T R = I$ et det(R) = 1pour assurer l'orthogonalité de la matrice de rotation et donc un déplacement qui correspond à celui d'un corps rigide. Néanmoins, vu l'absence de contraintes articulaires entre les segments, ces derniers peuvent présenter des amplitudes articulaires inattendues voire même des ruptures de liaisons entre les segments voisins.

En effet, suite à l'application de cette procédure de solidification aux données de départ du sprint, des dislocations sont remarquées au niveau des articulations constituant la chaîne cinématique. L'écart le plus important est noté au niveau du genou droit (figure 81). Un éloignement de 3,6 cm de l'origine du repère fémur $\Re_{\text{Fémur}}$ par rapport à l'axe proximodistal du tibia est noté. Cette amplitude est comparable à celle avancée dans Lu et O'Connor (1999) [Lu 99].



Figure 81 Écartement de la position de l'origine du repère fémur $\Re_{Fémur}$ par rapport à l'axe proximodistal du tibia suite à l'application de la procédure de solidification proposée par Chèze 1995 aux données du départ du sprint

Cette dislocation articulaire (figure 81) est due principalement au traitement séparé des segments. Si cette méthode a démontré l'efficacité de minimiser les ADMP lors de gestes tels que la marche, il n'en est pas de même pour le traitement d'un geste « explosif » tel que le départ de sprint. De nombreuses études ont souligné l'effet indésirable de cette méthode dans l'estimation des grandeurs mécaniques. C'est pourquoi Lu et O'Connor (1999) ont introduit les contraintes articulaires pour rechercher, à chaque image, la configuration optimale de la chaîne cinématique. La solution recherchée est celle qui minimise, à un instant donné, la différence entre les coordonnées des marqueurs issues de la mesure et celles redéfinies par le modèle rigide (figure 82). Le problème d'optimisation s'écrit :

min
$$f(q) = [P - P'(q)]^T W[P - P'(q)]$$
 Éq.VII. 12

où q désigne les variables articulaires décrivant la configuration de la chaîne cinématique, P les coordonnées des marqueurs mesurés à une image donnée et P'(q) les coordonnées du modèle rigide à la même image. W désigne la matrice de pondération. Cette matrice est définie afin que le rôle de chaque marqueur soit identique ou afin que certains marqueurs aient plus d'impact que d'autres [Lu 99].



Figure 82 Ajustement du modèle rigide de la cuisse droite aux positions mesurées des marqueurs du même segment aux mêmes instants. (Vue sagittale du coté droit, représentation d'une image sur deux). Application de la procédure de solidification globale proposée dans Lu et O'Connor (1999)

La figure 82 expose une partie de la chaîne cinématique afin de montrer l'ajustement du modèle rigide de la cuisse aux marqueurs mesurés suite à l'adoption de la procédure de *solidification globale*.

L'ajustement du modèle rigide aux positions mesurées de marqueurs permet de solidifier les segments de la chaîne cinématique. Néanmoins, l'application de cette procédure de solidification globale [Lu 99] modifie l'orientation des segments et de ce fait la configuration de la chaîne. C'est ce que démontre le paragraphe qui suit.

4-Effet de la méthode de solidification globale sur la définition des angles articulaires

4.1-Définition des angles articulaires

Les angles relatifs appelés aussi angles articulaires sont les angles qui permettent de définir l'orientation d'un repère \Re_{i+1} par rapport à un repère \Re_i . La figure 83 ci-dessous illustre les angles relatifs segmentaires du notre modèle projeté sur le plan sagittal.



Figure 83 Configuration de la chaîne cinématique plane, arborescente du départ du sprint. Illustration des angles relatifs du modèle étudié

Effectuant l'analyse dans un espace 3D, l'orientation globale d'un repère \Re_{i+1} par rapport à un repère \Re_i se définie par trois rotations (séquences) élémentaires. L'ordre de séquences choisi influe l'amplitude des angles relatifs calculés.

Afin de normaliser les procédures de calcul et éviter l'indétermination des amplitudes articulaires, l'ISB [Wu 02] recommande l'adoption de la séquence de rotation (*rot*) suivante proposée initialement par Grood (1983) pour l'articulation du genou (§-VII.2) :

$$rot_1(Z_i, \psi) \rightarrow$$
 Flexion/Extension autour de l'axe Z_i d'un angle ψ
 $rot_2(X_i, \theta) \rightarrow$ Abduction/Adduction autour de l'axe X_i d'un angle θ
 $rot_3(Y_i, \varphi) \rightarrow$ Rotation Interne/Externe autour de l'axe Y_i d'un angle φ

La matrice de rotation R_i^{i+1} qui permet le passage de \Re_i à \Re_{i+1} est définie en utilisant les matrices de transformation simple (§-III.3.4) pour décrire les trois rotations élémentaires :

$$R_{i}^{i+1} = rot_{1} \cdot rot_{2} \cdot rot_{3} = \begin{bmatrix} C_{\psi_{i}}C_{\varphi_{i}} - S_{\psi_{i}}S_{\theta_{i}}S_{\varphi_{i}} & S_{\psi_{i}}C_{\theta_{i}} & C_{\psi_{i}}S_{\varphi_{i}} + S_{\psi_{i}}S_{\theta_{i}}C_{\varphi_{i}} \\ S_{\psi_{i}}C_{\varphi_{i}} + C_{\psi_{i}}S_{\theta_{i}}S_{\varphi_{i}} & C_{\psi_{i}}C_{\theta_{i}} & S_{\psi_{i}}S_{\varphi_{i}} - C_{\psi_{i}}S_{\theta_{i}}C_{\varphi_{i}} \\ -C_{\theta_{i}}S_{\varphi_{i}} & S_{\theta_{i}} & C_{\theta_{i}}C_{\varphi_{i}} \end{bmatrix}$$
Éq.VII. 13

avec C désigne la fonction cosinus et S la fonction sinus.

Traduisant le passage de \Re_i à \Re_{i+1} , la matrice R_i^{i+1} se définit comme étant la matrice dont les colonnes sont les composantes des vecteurs unitaires de \Re_{i+1} exprimées dans \Re_i . De ce fait, la matrice R_i^{i+1} peut aussi s'écrire comme suit :

$$R_{i}^{i+1} = \begin{bmatrix} X_{i+1}X_{i} & Y_{i+1}X_{i} & Z_{i+1}X_{i} \\ X_{i+1}Y_{i} & Y_{i+1}Y_{i} & Z_{i+1}Y_{i} \\ X_{i+1}Z_{i} & Y_{i+1}Z_{i} & Z_{i+1}Z_{i} \end{bmatrix}$$
Éq.VII. 14

dont X_{i+1} , Y_{i+1} , Z_{i+1} et X_i , Y_i , Z_i sont respectivement les vecteurs unitaires de \Re_{i+1} et \Re_i .

La définition des angles relatifs se fait donc par correspondance entre les termes de la première (Éq.VII.13) et de la deuxième forme (Éq.VII.14) de la matrice R_i^{i+1} .

La détermination des amplitudes articulaires se fait donc comme suit :

^D pour la flexion/extension : $S_{\psi_i}C_{\theta_i} = Y_{i+1}X_i$ et $C_{\psi_i}C_{\theta_i} = Y_{i+1}Y_i$ d'où

$$\psi_{i} = atan2\left(\frac{Y_{i+1}X_{i}}{C\theta_{i}}, \frac{Y_{i+1}Y_{i}}{C\theta_{i}}\right)$$
Éq.VII. 135

□ pour l'abduction/adduction : $S_{\theta_i} = Y_{i+1}Z_i$ d'où

$$\theta_i = a \sin(Y_{i+1}Z_i)$$
 ou $\theta_i = \pi - a \sin(Y_{i+1}Z_i)$ Éq.VII. 14

^D pour la rotation interne/externe : $-C_{\theta_i}S_{\varphi_i} = X_{i+1}Z_i$ et $C_{\theta_i}C_{\varphi_i} = Z_{i+1}Z_i$ d'où

$$\varphi_i = atan2\left(\frac{X_{i+1}Z_i}{-C\theta_i}, \frac{Z_{i+1}Z_i}{C\theta_i}\right)$$
 Éq.VII. 15

Vu le paramétrage de la chaîne cinématique (§-VII.2), il importe de souligner que, pour un segment donné, l'interprétation des angles diffère selon qu'ils soient du côté droit ou gauche de l'athlète. En effet, en prenant l'exemple de la cuisse droite, une rotation positive autour de l'axe segmentaire Z traduit une flexion alors qu'elle traduit une extension dans le cas de la cuisse gauche. Cette opposition concerne aussi les mouvements d'abduction/adduction. Seule la rotation interne/externe peut être interprétée de la même manière pour les deux côtés du corps.

4.2-Effets de la méthode de solidification globale sur la définition des angles articulaires

La figure 84 illustre le résultat de la confrontation des angles relatifs calculés suite à l'application de la procédure d'optimisation globale [Lu 99] aux angles relatifs bruts issus directement des mesures cinématographiques (sans traitement préalable).

Il apparaît que l'écart entre les angles optimisés et les angles mesurés est conséquent dès le début du mouvement⁴⁷ (figure 84). En d'autres termes, la méthode d'optimisation globale modifie l'orientation des segments. En prenant l'exemple d'un segment S_i , on remarque que l'erreur d'estimation des angles articulaires n'est pas systématique. De plus, l'erreur d'estimation des angles relatifs dépend de l'amplitude articulaire, les segments droits et gauches n'étant pas affectés de la même façon. Cette erreur n'est donc pas aléatoire.

⁴⁷ Le début du mouvement de l'athlète est défini par la variation des amplitudes articulaires.



Figure 84 Confrontation des angles relatifs issus des mesures directes et suite à l'adoption d'une procédure d'optimisation globale par moindres carrés proposée dans [Lu 95]. Exemple des angles de flexion/extension (Flex), abduction/adduction (Abd) et Rotation interne/externe (Rot) pour les articulations du membre inférieur gauche (cheville, genou et hanche)

Les écarts relatifs aux mouvements de flexion/extension, Abduction/Adduction et Rotation externe/Externe sont exprimées dans le tableau 2 ci-dessous afin d'avoir un ordre de grandeur concernant la différence entre les angles relatifs mesurés et les angles optimisés (procédure d'optimisation globale).

Articulation		Fl	Flex./Ext. [%]			Abd./Add. [%]			Rotation Int./Ext. [%]		
		тоу	max	min	тоу	max	min	тоу	max	min	
Côté droit	Cheville	3	10	0	16	84	0	8	>100	0	
	Genou	10	>100	0	80	>100	0	18	>100	0	
	Hanche	4	13	0	>100	>100	28	>100	>100	0	
	Coude	4	30	0	2	16	0	5	24	0	
Côté gauche	Cheville	4	17	0	12	40	0	78	>100	3	
	Genou	8	87	0	13	>100	0	10	>100	0	
	Hanche	7	38	0	>100	>100	0	13	>100	0	
	Coude	6	20	0	63	>100	0	17	>100	0	
Tronc	T12/L1*	3	17	0	>100	>100	1	>100	>100	0	
	C7/T1*	10	33	0	>100	>100	0	32	>100	2	

Tableau 9 Écarts relatifs entre les angles optimisés *versus* les angles bruts pour les mouvements de Flexion/Extension, Abduction/Adduction et Rotation Interne/Externe

*T12/L1 : articulation de la $12^{e^{ime}}$ vertèbre thoracique et de la $1^{e^{ire}}$ lombaire *C7/T1 : articulation de la $7^{e^{ime}}$ vertèbre cervicale et de la $1^{e^{ire}}$ thoracique

L'analyse des écarts relatifs montre que la méthode d'optimisation globale estime les angles articulaires à 10% pour les mouvements de flexion/extension. Concernant les autres mouvements : Abduction/Adduction et Rotation Interne/Externe, les écarts peuvent atteindre des valeurs très importantes dépassant les 100% ce qui traduit des orientations segmentaires fort différentes de celles mesurées.

À la lecture de ces résultats, on remarque que l'adoption de cette méthode dans le but de pouvoir appliquer les principes de la mécanique des solides rigides au corps humain possède un effet inconnu sur l'orientation réelle des segments.

Cette procédure de solidification par optimisation modifie l'orientation du segment sans toutefois fournir d'intervalles d'incertitudes. De ce fait, suite à son application, l'opérateur est dans l'incapacité de savoir directement si le mouvement optimisé s'est rapproché de la réalité ou s'il s'en est éloigné d'avantage.

5-Position du problème des méthodes de minimisation des ADMP

Afin de résoudre le problème de dislocation articulaire survenue suite à l'application de la procédure de solidification proposée par Chèze (1995) (§-VII.3.1), Lu et O'Connor (1999) résolvent le problème de déformation des segments provoqué par les ADMP en appliquant une procédure d'optimisation globale se basant sur le principe des moindres carrées (§-VII.3.1). Toutefois, l'application de ce principe suppose que les erreurs de positionnement des marqueurs par rapport aux points anatomiques suivent une distribution normale symétrique (Loi de Gauss). Or, le mouvement de la peau dépend de l'orientation relative des segments ce qui ne permet pas de le considérer comme aléatoire (§-VII.4.2). De plus, cette méthode ayant pour objectif final de rigidifier les segments poly-articulés provoque un changement dans l'orientation des segments (§-VII.4.2).

Ainsi, suite à l'adoption de la procédure d'optimisation globale le résultat final comprend une erreur supplémentaire ε_s qui traduit l'écart entre l'orientation du segment mesuré (brut) et optimisé. Cette erreur (ε_s) vient s'additionner à ε_d qui correspond à la différence entre l'orientation réelle du segment et celle mesurée.

Le seul moyen connu à ce jour permettant l'estimation de ε_d est l'utilisation de *pins* fixés directement dans l'os. L'adoption de cette méthode invasive dans le milieu sportif est très limitée voir même exclue. Toutefois, comme il a été décrit précédemment (§-VII.3), quelques études l'ont adopté afin de quantifier l'effet de l'erreur ε_d lors de l'estimation de différents paramètres mécaniques tels que les orientations relatives des segments, les forces et couples articulaires [Rein 97, Karl 94, Hold 97].

Il importe de rappeler que l'adoption d'une méthode de solidification est justifiée par le fait que les procédures de filtrage et de lissage ne sont pas adaptées pour des erreurs systématiques comme celles engendrées par le mouvement de la peau. Le seul intérêt de ces méthodes comme le souligne Cappozo (2005) réside dans la possibilité d'appliquer les principes de la mécanique des solides rigides.

Le chapitre qui suit (§-VIII), présente une nouvelle méthode exploitant les matrices de transformation homogène et un raisonnement par récurrence afin de rigidifier la chaîne cinématique tout en respectant les degrés de liberté de chaque segment et cela sans accumulation d'erreurs ($\epsilon_d + \epsilon_s$). Cette méthode est confrontée à celle de Lu et O'Connor (1999) pour étudier leurs effets sur les grandeurs cinématiques et dynamiques.

Chapitre VIII

Effet d'une procédure de solidification par récurrence sur la cinématique et dynamique articulaires

1-Proposition d'une nouvelle procédure de solidification

Afin de minimiser les artéfacts dus aux mouvements de la peau (ADMP) tout en conservant les contraintes de liaison propres à chaque articulation et sans modifier l'orientation mesurée des segments (§-VII.5), il est possible de procéder comme suit.

Étape 1 : Détermination des positions et orientations relatives des segments

Suite à l'approximation des centres articulaires (§-VII.2.2), l'attribution d'un repère dynamique/technique $\Re_{i Dyn/Tech}$ à chaque segment et la définition de l'opérateur homogène $T_o^{i Dyn/Anat}$ (§-VII.2.1), la matrice $T_{i Dyn/Anat}^{i+1}$ décrivant la position et l'orientation relative d'un segment S_i est définie par :

$$T_{i \ Dyn/Anat}^{i+1} = T_{i \ Dyn/Anat}^{0} \cdot T_{0 \ Dyn/Anat}^{i+1}$$
Éq.VIII. 16

tel que $T^{\theta}_{i Dyn/Anat} = \left(T^{i}_{\theta Dyn/Anat}\right)^{-1}$

Étape 2 : Définition des longueurs segmentaires

La position de l'origine d'un repère $\Re_{i Dyn/Anat}$ d'un segment S_i est coïncidente avec le centre articulaire de ce segment (§-VII.2.2). La distance entre un repère proximal $\Re_{i+1 Dyn/Anat}$ et un repère distal $\Re_{i Dyn/Anat}$ correspond donc à la longueur $\|\vec{L}_i\|$ de S_i . Cette relation se formule de la manière suivante :

$$\left\|\vec{L}_{i}\right\| = \sqrt{\left(O_{i+1} - O_{i}\right)^{2}\vec{i} + \left(O_{i+1} - O_{i}\right)^{2}\vec{j} + \left(O_{i+1} - O_{i}\right)^{2}\vec{k}}$$
 Éq.VIII. 2

dont O_i et $(\vec{i}, \vec{j}, \vec{k})$ correspondent respectivement à l'origine et à la base orthonormée directe de $\Re_{i Dyn/Anat}$. O_{i+1} est l'origine de $\Re_{i+1 Dyn/Anat}$.

^o Étape 3 : Expression de la longueur dans le repère segmentaire correspondant

L'axe Y est l'axe proximodistal de $\Re_{i Dyn/Anat}$ passant par O_i et O_{i+1} (§-VII.2). Ce dernier point permet de définir directement les composantes de \vec{L}_i dans $\Re_{i Dyn/Anat}$.

$$\vec{L}_i = 0\vec{i} + l\vec{j} + 0\vec{k}$$
 Éq.VIII. 3

tel que l est la longueur du segment définit suite aux relevés des mesures anthropométriques.

Étape 4 : Solidifier les segments de la chaîne cinématique

La matrice de transformation homogène $T_{i Dyn/Anat}^{i+1}$ dont les colonnes sont les composantes des vecteurs de $\Re_{i+1 Dyn/Anat}$ dans $\Re_{i Dyn/Anat}$ se définit comme suit :

$$T_{i \ Dyn \ Anat}^{i+1} = \begin{bmatrix} & | (O_i O_{i+1})_{\bar{i}} \\ R_i^{i+1} & | (O_i O_{i+1})_{\bar{j}} \\ | (O_i O_{i+1})_{\bar{k}} \\ \hline 0 & 0 & | 1 \end{bmatrix}$$
Éq.VIII. 4

Tenant compte des trois premières étapes, il est possible de définir les termes du vecteur translation de cette matrice.

En effet, étant à l'origine de la construction de l'axe proximodistal Y de chaque segment, les coordonnées des centres articulaires doivent être nuls suivants les axes segmentaires antéropostérieur X et médiolatéral Z. De plus, la distance entre les deux centres fonctionnels doit être constante en fonction du temps. Ainsi, à tout instant, la matrice de passage homogène de $\Re_{i Dyn/Anat}$ à $\Re_{i+1 Dyn/Anat}$ s'écrit :

$$T_{i \, Dyn/Anat}^{i+1} = \begin{bmatrix} & & & & & & 0 \\ & & & & & & l_i \\ & & & & & 0 \\ ------& & & 0 & --- \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

La mise en place d'une contrainte de position au niveau du vecteur translation de l'opérateur homogène $T_{i Dyn/Anat}^{i+1}$ permet de fixer la position d'un repère $\Re_{i+1 Dyn/Anat}$ par rapport à son homologue $\Re_{i Dyn/Anat}$.

De ce fait la distance $\|\vec{L}_i\|$ entre deux centres articulaires proximal et distal d'un même segment reste constante tout en conservant l'orientation originelle du repère segmentaire. Un raisonnement par récurrence permet alors de solidifier les autres segments de la chaîne cinématique.

Dans le cas de cette étude, vue l'orientation des repères segmentaires déjà définie (§-VII.2), le raisonnement par récurrence suit l'arborescence suivante (figure 85) :

Segments droits

$$T_{Pied}^{Jambe} \rightarrow T_{Jambe}^{Cuisse} \rightarrow T_{Cuisse}^{Pelvis}$$
 $T_{Bras}^{Téte} \leftarrow T_{Av,bras}^{Bras}$

 Tronc
 $T_{Pelvis}^{Abdomen} \rightarrow T_{Abdomen}^{Thorax} \rightarrow T_{Thorax}^{Téte}$

 Segments gauches
 $T_{Pied}^{Jambe} \rightarrow T_{Jambe}^{Cuisse} \rightarrow T_{Cuisse}^{Pelvis}$

La figure 86 illustre l'exemple de la variation instantanée de l'intensité du vecteur $\|\vec{L}_{Cuisse}\|$ dans $\Re_{Cuisse Dyn/Anat}$ avant et après l'application des contraintes sur les positions des centres articulaires.



Figure 86 Position du repère pelvis droit par rapport au repère cuisse droite avant et après l'application des contraintes de position suivant les trois dimensions de l'espace

Étape 5 : Définition des positions et orientations absolues des segments rigidifiés

Suite à la redéfinition de toutes les matrices $T_{i Dyn/Anat}^{i+1}$, une dernière transformation est effectuée afin d'exprimer la position et l'orientation des repères segmentaires $\Re_{i+1 Dyn/Anat}$ dans \Re_0 . L'équation de cette transformation s'écrit :

1.1-Effet de la PSR sur la configuration du système poly-articulé

Suite à l'application de la procédure de solidification par récurrence (PSR) et l'expression de la chaîne cinématique des segments rigides poly-articulés dans \Re_0 , il importe de déterminer son effet sur la définition de la position des repères segmentaires.

Rappelons que l'orientation mesurée (originale, brute) des repères segmentaires est conservée suite à l'application de la PSR.

Dans les figures qui suivent (figures 87, 88 et 89) est exposée la différence entre les positions des centres articulaires⁴⁸ mesurées et recalculées suite à l'application de la PSR.

⁴⁸ La position d'un centre articulaire d'une articulation coïncide, par définition, avec l'origine du repère segmentaire amont. Exemple : le centre articulaire du genou coïncide avec l'origine du repère cuisse (fémur).



Figure 87 Différences entre les positions mesurées (brutes) et recalculées des centres articulaires *O_i* des membres inférieurs


Figure 88 Différences entre les positions mesurées (brutes) et recalculées des centres articulaires O_i de la tête, du thorax et de l'abdomen



Figure 89 Différences entre les positions mesurées (brutes) et recalculées des centres articulaires *O_i* des membres supérieurs

L'écart moyen le plus important entre les positions mesurées (brutes) et recalculées des centres articulaires (O_i) est de 5 ±1 cm atteint au niveau de O_i tête (figure 88). Suite à l'adoption des recommandations de l'ISB [Wu 02, Wu 05] (§-VII.2), les origines des repères segmentaires des bras et des pieds représentent les points de départ du raisonnement par récurrence (figure 85). Les écarts entre les positions de O_i mesurées et recalculées de ces segments sont donc *quasi* nuls (figures 87 et 89).

Il importe de rappeler ici que l'objectif attendu, suite à l'adoption d'une procédure de minimisation des artéfacts, est de pouvoir appliquer les principes de la mécanique des solides rigides [Capp 05]. La méthode adoptée doit donc fixer les longueurs segmentaires tout au long du geste enregistré.

Contrairement aux procédures d'optimisation par moindres carrés, la PSR :

- n'entraîne pas de dislocations articulaires (§-VII.5), puisqu'elle met des contraintes de positions au niveau des centre articulaires (§-VIII.1. Étape 2 et 3);
- ne modifie pas l'orientation des segments et de ce fait n'entraîne pas l'accumulation d'incertitude de mesure (§-VII.5), puisqu'elle ne modifie que la position du segment en conservant ses orientations (§-VIII.1. Étape 4 et 5);
- nécessite un temps de calcul vingt cinq fois plus court (6 s contre environ 150 s).

Dans ce qui suit, l'estimation des grandeurs cinématiques segmentaires et dynamiques articulaires est réalisée suite à l'adoption de la PSR et la procédure de solidification globale (PSG) proposée par Lu et O'Connor (1999). Les grandeurs calculées en appliquant ces deux procédures (PSR et PSG) sont confrontées afin d'estimer les éventuelles différences.

2-Analyse cinématique

L'objet de ce paragraphe est de présenter la démarche adoptée pour l'évaluation des paramètres cinématiques segmentaires. Cette démarche se base sur le concept des opérateurs homogènes développée par Legnani et al. (1996)Contrairement à l'écriture vectorielle introduite par Newton-Euler, la formulation matricielle (4x4) proposée par Legnani et al. (1996) ne nécessite aucune hypothèse sur la cinématique articulaire [Legn 96].

Cette formulation matricielle présente un avantage d'ordre pratique. Elle combine dans une même écriture les grandeurs angulaires et linéaires pour l'estimation des paramètres cinématiques et dynamiques.

L'application de ce concept dans le domaine de la biomécanique a été récemment réalisée, par Doriot et col. (2001), pour l'*analyse tridimensionnelle du membre inférieur durant la phase d'appui de la marche* [Dori 01]. Par la suite Colloud (2003) l'adopte pour la modélisation dynamique du rameur lors d'exercices réalisés sur ergomètres [Coll 03].

2.1-Procédure d'estimation des cinématiques segmentaire et globale

Suite à la détermination des opérateurs homogènes $T_o^{i Dyn/Anat}$ décrivant la position et l'orientation d'un segment S_i dans \Re_0 (§-7.2), l'estimation des vitesses linéaires et angulaires segmentaires se fait en déterminant la matrice W_{i/\Re_0} comme suit :

$$W_{i/\Re_{0}} = \dot{T}_{0}^{i} \cdot \left(T_{0}^{i}\right)^{-1} = \begin{bmatrix} 0 & -\omega_{z} & \omega_{y} & | V_{x} \\ \omega_{z} & 0 & -\omega_{x} & | V_{y} \\ -\frac{\omega_{y}}{0} & -\frac{\omega_{x}}{0} & | V_{z} \\ \frac{-\omega_{y}}{0} & 0 & | 0 \end{bmatrix}_{\Re_{0}} = \begin{bmatrix} \Omega_{i} & | \vec{V}_{i} \\ 0 & 0 & 0 & | 0 \end{bmatrix}_{\Re_{0}}$$
Éq.VII. 6

 $(T_o^i)^{-1}$ et \dot{T}_o^i représentent respectivement l'inverse et la dérivée première de T_o^i Dyn/Anat

La sous-matrice Ω_{i/\Re_0} de W_{i/\Re_0} est une matrice antisymétrique 3x3 qui renferme les composantes du vecteur vitesse angulaire $\vec{\Omega}_{i/\Re_0}$ du segment S_i par rapport à \Re_0 tel que :

$$\vec{\Omega}_{i/\Re_0} = \begin{bmatrix} \omega_x \\ \omega_y \\ \omega_z \end{bmatrix}_{\Re_0}$$
Éq.VII. 7

La quatrième colonne de la matrice W_{i/\Re_0} représente le vecteur \vec{V}_{i/\Re_0} définissant la vitesse linéaire du point O_i origine du repère \Re_i de S_i par rapport à \Re_0 .

Une seconde dérivation de $T_0^{i Dyn/Anat}$ définie la matrice H_{i/\Re_0} décrivant les accélérations linéaires et angulaires comme suit :

$$H_{i \neq \Re_0} = \ddot{T}_0^i \cdot \left(T_0^i\right)^{-1} = \begin{bmatrix} A_i & \middle| \vec{a}_i \\ \hline \vec{a}_i & \hline \vec{a}_i & \hline \vec{a}_i \\ \hline \vec{a}_i & \hline \vec{a}_i & \hline \vec{a}_i & \hline \vec{a}_i \\ \hline \vec{a}_i & \vec{a}_i \\ \vec{a}_i & \hline \vec{a}_i \\ \hline \vec{a}_i & \hline \vec{a}_i & \hline \vec{a}_i \\ \vec{a}_i & \hline \vec{a}_i \\ \hline \vec{a}_i & \hline \vec{a}_i & \hline \vec{a}_i \\ \hline \vec{a}_i & \hline \vec{a}_i & \hline \vec{a}_i & \hline \vec{a}_i \\ \vec{a}_i & \hline \vec{a}_i \\ \vec{a}_i & \hline \vec{a}_i & \hline \vec{a}_i \\ \vec{a}_i & \vec{a}_i \\ \vec{a}_i & \hline \vec{a}_i \\ \vec{a}_i & \hline \vec$$

avec \ddot{T}_{o}^{i} est la dérivée seconde de T_{o}^{i} ,

 A_{i/\Re_0} est la sous-matrice accélération angulaire correspond à la somme $\dot{\Omega}_i + \Omega_i^2$

 \vec{a}_{i/\Re_0} est le vecteur accélération linéaire de l'origine O_i de \Re_i par rapport à \Re_0

Procédure d'estimation de la cinématique globale

La cinématique globale est le reflet de la cinématique segmentaire, on parle dans ce cas de la synergie segmentaire. À chaque instant, la position du centre de gravité G d'un système poly-articulé de masse M se définie comme étant le barycentre des centres de gravités segmentaires G_i affectés des coefficients m_i . Définit dans $\Re_0 = (O/X_0, Y_0, Z_0)$, l'équation s'écrit comme suit :

$$\sum_{i=1}^{n} m_{i} \overrightarrow{OG}_{i/\Re_{0}} = M \overrightarrow{OG}_{/\Re_{0}}$$
Éq.VIII. 9

La détermination des positions instantanées des centres de gravités G_i segmentaires s'est basée sur les équations de régression établies par Zatsiorsky (1985) ainsi que les mesures anthropométriques effectuées sur le sujet de l'étude [Zats 85]. Le choix de ce modèle se justifie par sa précision à estimer les paramètres inertiels segmentaires (masses, positions des centres de masses, matrices d'inerties) [Coll 02 ; Rao 06].

Étant positionnée sur l'axe proximodistal $O_i Y_i$ de \Re_i , la matrice homogène $T_i^{G_i}$ décrivant la position de G_i par rapport au repère segmentaire \Re_i s'écrit comme suit :

$$T_{i}^{G_{i}} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & O_{i}G_{i} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$
Éq.VIII. 10

La sous matrice rotation de $T_i^{G_i}$ est une matrice identité. De ce fait, le nouveau repère ayant pour origine G_i , noté \Re_{G_i} , possède la même base que \Re_i . En d'autres termes, cela revient à effectuer une simple translation du repère \Re_i suivant $O_i Y_i$ pour le positionner en G_i .

Connaissant la matrice T_{θ}^{i} décrivant la situation de \Re_{i} dans \Re_{0} , et la matrice $T_{i}^{G_{i}}$ décrivant la situation de $\Re_{G_{i}}$ dans \Re_{i} , la situation de $\Re_{G_{i}}$ dans \Re_{0} se définie comme suit :

$$T_{\rho}^{G_i} = T_{\rho}^i \cdot T_i^{G_i}$$
Éq.VIII. 117

Enfin, suite à la description de la position de l'ensemble des G_i dans \Re_0 le calcul du centre de gravité global se fait en appliquant l'équation VIII.11. L'estimation des paramètres linéaires et angulaires de la vitesse W_{G/\Re_0} et de l'accélération H_{G/\Re_0} du centre de gravité global est calculée d'après les équations VIII. 6 et VIII.8.

2.3-Effets sur la cinématique : la PSR vs la PSG

Les variations de la position du centre de gravité (OG) estimées suite à l'application de la procédure de la solidification par récurrence (PSR) et la procédure de solidification globale (PSG) sont confrontées à la même grandeur évaluée par dynamométrie (fig15).



Figure 90 Différences de variation de la position du centre de gravité (Δ OG) estimée par dynamométrie (PFF) et suite à l'application de la PSR et de la PSG (t_s : signal de départ, t_a : début de l'impulsion, t_{em} : éjection des mains, t_{ePr} : éjection du pied arrière, t_e : éjection du pied avant)

Il importe de rappeler, que contrairement au données cinématographiques qui s'achèvent à la pose du premier appui au sol, l'interprétation des données dynamométriques prend fin à l'instant de l'éjection t_e de l'athlète. Ainsi, au delà de l'instant t_e (figure 90), l'étude de la différence entre les données cinématographiques et dynamométriques n'a plus de sens.

Les figures 90 et 91 montrent que les deux procédures de solidification (PSR et PSG) estiment la position 3D du centre de gravité et sa norme avec la même précision jusqu'à l'instant de l'éjection des mains t_{em} .

À partir de t_{em} jusqu'à t_e , l'application de la PSR, contrairement à la PSG, estime la variation de la position du centre de gravité suivant l'axe antéropostérieur (*OX*) avec une bonne précision (1% contre 8% à t_e). Cependant, suivant les axes médiolatéral (*OY*) et vertical (*OZ*), la PSG fournit une meilleure précision (56% et 5% contre >100% et 7% à t_e).

Contrairement à l'axe antéropostérieur, le déplacement du centre de gravité suivant les axes médiolatéral (OY) et vertical (OZ) est très faible (§-IV.3.figures 40 et 43). De ce fait, la qualité des données suivant OY et OZ n'affecte pas ou peu l'estimation de la norme du déplacement du centre de gravité (figure 91). En d'autres termes, la précision de la norme du déplacement du centre de gravité dépend fortement de la précision des données suivant OX.



Figure 91 Différences de la norme de la variation de position du centre de gravité estimée par dynamométrie (PFF) et suite à l'application de la PSR et de la PSG

Ainsi, malgré les faibles précisions de la position du centre de gravité suivant l'axe *OY* et *OZ* la PSR permet une estimation plus précise de la norme de cette grandeur. Elle estime la norme à t_e à 1% tandis que la PSG l'estime à 7%.

De même, contrairement à la PSG qui estime la vitesse d'éjection antéropostérieure à 12%, la PSR l'estime à 1%. Vu la forte corrélation qui existe entre la vitesse antéropostérieure et sa norme à l'éjection décrite au quatrième chapitre (§-IV.4.3.figure 51), la précision de l'une dépend fortement de la précision de l'autre.

3-Analyse dynamique : modèle dynamique inverse

La modélisation du corps de l'athlète par un système poly-articulé de solides rigides constitue l'une des étapes préliminaires nécessaire à l'étude mécanique des forces intersegmentaires et moments articulaires. En effet, afin de pouvoir appliquer les lois de la mécanique des solides rigides pour chacun des n corps rigides qui constituent la chaîne il importe de considérer :

- que la répartition des masses de chaque segment reste constante à chaque instant. Cela revient à supposer que la forme des muscles est invariante lors de la contraction ;
- que les frottements et glissements entre les surfaces articulaires sont négligés.

L'adoption de ces hypothèses simplificatrices introduit des erreurs dans le calcul de dynamique inverse. Ainsi, il est recommandé de ne pas prendre en compte plus de trois segments afin de limiter la multiplication des incertitudes de mesures d'un segment à l'autre. De ce fait, pour l'analyse du mouvement du rameur [Coll 03], de la marche [Fros 98], de soulevé de charge [Moua 01], ou de pédalage [Bouc 05] la plupart des calculs s'arrêtent au niveau de la hanche.

Dans le cas de l'analyse du départ de course vitesse, les forces calculées au niveau de la cinquième vertèbre lombaire obtenues à partir de deux stratégies (descendante et ascendante) sont comparées pour valider le modèle.

Dans la même logique que l'analyse cinématique (§-VIII2.1), l'écriture des équations de la dynamique adoptée correspond au formalisme introduit par Legnani et al. (1996). Il s'agit, rappelons-le, d'une formulation très synthétique des théorèmes de Newton-Euler qui emploie les matrices de roto-translation pour la modélisation dynamique d'un système polyarticulé.

3.1-Procédure d'estimation de la dynamique articulaire

La mise en équation de la dynamique articulaire nécessite un bilan des torseurs des actions mécaniques qui s'exercent sur chaque segment de la chaîne articulée. La figure 92 présente un exemple d'une chaîne composée de trois solides rigides (*Sol*, S_1 et S_2) en liaisons ponctuelles (O_1 et O_2).



Figure 92 Représentation des torseurs des actions mécaniques (TAM) qui s'exercent sur le solide S_1

La détermination du bilan des torseurs des actions mécaniques qui s'exercent sur le solide S_1 (figure 17) permet d'écrire, à chaque instant, l'équation de l'équilibre dynamique de ce segment dans \Re_0 en appliquant le principe fondamental de la dynamique (§-III.3) :

$$\boldsymbol{\Phi}_{(Sol/S_1)/\mathfrak{R}_0} + \boldsymbol{\Phi}_{(S_2/S_1)/\mathfrak{R}_0} + \boldsymbol{\Phi}_{(pesanteur/S_1)/\mathfrak{R}_0} = A_{S_1/\mathfrak{R}_0}$$
Éq.VIII. 12

 $\Phi_{(Sol/S_1)/\Re_0}$: torseur des actions mécaniques exercées par *le Sol* sur S_1 dans \Re_0 en O_1 $\Phi_{(S_2/S_1)/\Re_0}$: torseur des actions mécaniques exercées par S_2 sur S_1 dans \Re_0 en O_1 $\Phi_{(pesanteur/S_1)/\Re_0}$: torseur d'action de la pesanteur exercée sur S_1 dans \Re_0 en O_1

 A_{S_I/\Re_0} : torseur dynamique associé au mouvement de S_I dans \Re_0 en O_I

Ayant déjà défini le torseur $\Phi_{(Sol/S_1)/\Re_0}$ par mesure dynamométrique, il devient possible d'estimer le torseur $\Phi_{(S_2/S_1)/\Re_0}$ comme suit :

$$\boldsymbol{\Phi}_{(S_2/S_1)/\mathfrak{R}_0} = A_{S_1/\mathfrak{R}_0} - \boldsymbol{\Phi}_{(Sol/S_1)/\mathfrak{R}_0} - \boldsymbol{\Phi}_{(pesanteur/S_1)/\mathfrak{R}_0}$$
Éq.VIII. 13

Finalement, afin d'estimer le torseur des actions mécaniques exercées par un solide S_{i+1} sur S_i dans \Re_0 , il importe de définir deux constantes :

- l'opérateur du champ de pesanteur H_{i/ℜ0} nécessaire à la définition du torseur d'action de la pesanteur $\Phi_{(Pesanteur/i)/ℜ0}$.
- □ la pseudo matrice d'inertie J_{i/\Re_i} d'un segment S_i nécessaire au calcul du torseur dynamique A_{i/\Re_0} et du torseur d'action de la pesanteur $\Phi_{(Pesanteur/i)/\Re_0}$.

Définition de l'opérateur du champ de pesanteur

Par analogie avec la matrice H_{i/\Re_0} , l'opérateur du champ de pesanteur possède la forme matricielle suivante :

$$H_{g/\Re_0} = \begin{bmatrix} 0 & \overrightarrow{g} \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}_{\Re_0} \text{ où } \overrightarrow{g} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ -9,81 \end{bmatrix}$$
 Éq.VIII. 14

avec \vec{g} accélération gravitationnelle

Définition de la pseudo-matrice d'inertie

Définie en G_i suite à l'application des équations de régression proposées par Zatsiorsky (1985), la matrice d'inertie de S_i est d'abord transférée à l'origine O_i de \Re_i en appliquant le théorème de Huygens :

$$I(O_i)_{\mathfrak{R}_i} = I(G_i)_{\mathfrak{R}_i} + I_{\mathfrak{R}_i}$$
Éq.VIII. 15

Où $I_{\mathfrak{R}_i}$ représente la matrice d'inertie en O_i du point G_i affecté de la masse m_i de S_i .

L'expression de $I(O_i)_{\mathfrak{R}_i}$ est la suivante :

$$I(O_i)_{\mathfrak{R}_i} = \begin{bmatrix} A & -F & -E \\ -F & B & -D \\ -E & -D & C \end{bmatrix}_{\mathfrak{R}_i} \text{ et } \overrightarrow{O_i G_i} = \begin{bmatrix} X_i \\ Y_i \\ Z_i \end{bmatrix}_{\mathfrak{R}_i}$$
 Éq.VIII. 16

En adoptant cette notation (Éq.VIII.), la pseudo-matrice d'inertie défini en O_i de \Re_i s'écrit :

$$J_{i/\Re_{i}} = \begin{bmatrix} S/2 - A & F & E & m_{i}X_{i} \\ F & S/2 - B & D & m_{i}Y_{i} \\ E & D & S/2 - C & m_{i}Z_{i} \\ m_{i}X_{i} & m_{i}Y_{i} & m_{i}Z_{i} & mi \end{bmatrix}_{\Re_{i}}$$
Éq.VIII. 17

avec S = A + B + C

Architecture de la chaîne cinématique lors d'un départ de course vitesse

Lors d'un départ de course vitesse, l'étude de l'architecture de la chaîne cinématique permet de distinguer trois types de configurations (figure 93).



Figure 93 Chaînes cinématiques (CC) lors d'un départ de course vitesse

La disposition d'un dynamomètre au niveau de chaque appui (C_1 : pied avant, C_2 : pied arrière, C_3 : main droite, C_4 : main gauche) (figure 76) estime le torseur des actions mécaniques externes qui s'y exercent.

Les quatre torseurs exprimant la résultante et le moment des actions mécaniques réduit à l'origine du repère \Re_0 sont écrit sous forme matricielle 4x4. L'expression d'un torseur décrivant les actions mécaniques d'un segment S_i sur un capteur C_i dans \Re_0 est de la forme suivante :

$$\boldsymbol{\Phi}_{(S_{i}/C_{i})/\Re_{0}} = \begin{bmatrix} 0 & -M_{z} & M_{y} & F_{x} \\ M_{z} & 0 & -M_{x} & F_{y} \\ -M_{z} & M_{z} & 0 & F_{z} \\ -F_{x} & -F_{y} & -F_{z} & 0 \end{bmatrix}_{\Re_{0}}$$
Éq.VIII. 18

avec
$$\overrightarrow{M}(o, \overrightarrow{F}_{S_{i}/C_{i}})/\Re_{o} = \begin{bmatrix} M_{x} \\ M_{y} \\ M_{z} \end{bmatrix}_{\Re_{o}}$$
 et $\overrightarrow{F}(S_{i}/C_{i})/\Re_{o} = \begin{bmatrix} F_{x} \\ F_{y} \\ F_{z} \end{bmatrix}_{\Re_{o}}$

Il importe de signaler que l'introduction de ces torseurs dans l'écriture de l'équation de l'équilibre dynamique doit tenir compte de la définition de la configuration de la chaîne cinématique et la détermination des instants de décollage de chaque segment (§-IV.1.2). Le bilan des torseurs des actions mécaniques qui s'exercent sur l'athlète lors des différentes configurations figure dans le tableau 3.

Configurations	Pied Avant [Pv]	Pied arrière [Pr]	Main droite [md]	Main gauche [Mg]
Quadrupédie	$\Phi_{(P_V/C_1)/\Re_0}$	$\Phi_{(Pr/C_2)/\Re_0}$	${\it P}_{(Md/C_3)/\Re_0}$	${\it P}_{(Mg/C_4)/\Re_0}$
Bipédie	$\Phi_{(P_V/C_1)/\Re_0}$	$\Phi_{(Pr/C_2)/\Re_0}$	Torseur nul	Torseur nul
Unipodale	$\Phi_{(P_V/C_1)/\Re_0}$	Torseur nul	Torseur nul	Torseur nul

 Tableau 10 Bilan des torseurs décrivant les actions mécaniques exercée par l'athlète sur son milieu extérieure lors de différentes configurations

Au cours de cette étude la masse des mains est négligée, les torseurs mesurés au niveau de ces appuis sont donc directement rapportés au centre fonctionnel du poignet.

Structure de l'algorithme de calcul

Pour t = temps

Pour i = segment

Calcul des matrices vitesses du segment S_i dans \Re_0

$$W_{i/\Re_0} = \dot{T}_o^i \cdot \left(T_o^i\right)^{-1}$$

Calcul des matrices accélérations du segment S_i dans \mathcal{R}_0

$$H_{i/\Re_0} = \ddot{T}_0^i \cdot \left(T_0^i\right)^{-1}$$

Calcul de la pseudo-matrice d'inertie dans \Re_0

$$\boldsymbol{J}_{i/\mathfrak{R}_{0}} = \boldsymbol{T}_{\boldsymbol{\theta}}^{i} \cdot \boldsymbol{J}_{i/\mathfrak{R}_{i}} \cdot \left(\boldsymbol{T}_{\boldsymbol{\theta}}^{i}\right)^{T}$$

Calcul du torseur dynamique associé au mouvement de S_i par rapport à \Re_0

$$A_{i/\Re_0} = H_{i/\Re_0} \cdot J_{i/\Re_0} - J_{i/\Re_0} \cdot (H_{i/\Re_0})'$$

Calcul du torseur d'action de la pesanteur sur S_i dans \Re_0

$$\Phi_{(Pesanteur/i)/\Re_0} = H_{g/\Re_0} \cdot J_{i/\Re_0} - J_{i/\Re_0} \cdot (H_{g/\Re_0})^7$$

Écriture de l'équilibre dynamique du segment Si dans Ro

$$\boldsymbol{\varPhi}_{(i+1/i)/\mathfrak{R}_0} = \boldsymbol{A}_{i/\mathfrak{R}_0} + \boldsymbol{\varPhi}_{(i/i-1)/\mathfrak{R}_0} - \boldsymbol{\varPhi}_{(pesanteur/i)/\mathfrak{R}_0}$$

Calcul du torseur d'actions inter segmentaires entre S_{i+1} et S_i dans \Re_{i+1}

$$\boldsymbol{\Phi}_{(i+1/i)/\Re_{i+1}} = T^{\vartheta}_{i+1} \cdot \boldsymbol{\Phi}_{(i+1/i)/\Re_{0}} \left(T^{\vartheta}_{i+1}\right)'$$

Fin pour i

Fin pour t

À chaque itération (*i*) l'algorithme fournit la matrice $\Phi_{(i+1/i)/\Re_{i+1}}$ décrivant le torseur des efforts inter-segmentaires entre les segments S_{i+1} et S_i . Ce torseur est par convention symétrique et il est exprimé dans le repère du segment S_{i+1} . Son centre de réduction est par hypothèse confondu avec le centre articulaire O_{i+1} de \Re_{i+1} . Par analogie avec le torseur des actions mécaniques externes, le torseur des actions mécaniques internes de S_{i+1} sur S_i s'écrit :

$$\boldsymbol{\Phi}_{(i+1/i)/\Re_{i+1}} = \begin{bmatrix} 0 & -N_i & M_i & X_i \\ N_i & 0 & -L_i & Y_i \\ -M_i & L_i & 0 & Z_i \\ -X_i & -Y_i & -Z_i & 0 \end{bmatrix}_{\Re_{i+1}}$$
Éq.VIII. 19

avec
$$\overrightarrow{M}(o_i, i+1/i)/\Re_{i+1} = \begin{bmatrix} L_i \\ M_i \\ N_i \end{bmatrix}_{\Re_{i+1}}$$
 et $\overrightarrow{F}_{i+1/i} = \begin{bmatrix} X_i \\ Y_i \\ Z_i \end{bmatrix}_{\Re_{i+1}}$

Le choix du centre de réduction au centre fonctionnel de l'articulation trouve origine dans une hypothèse classique : la distance entre la droite d'action de la force de contact et le centre articulaire est négligée. Les forces ligamentaires sont également négligées au regard des forces musculaires [Coll 03]. Ainsi, le moment calculé représente, au signe près, les actions musculaires croisant l'articulation.

Validation du modèle dynamique inverse

Afin d'éliminer l'effet des méthodes de traitement et de calculs et permettre la comparaison des deux procédures de solidification, les matrices issues de la PSR et de la PSG sont injectées dans le même algorithme de calcul. La validation du modèle dynamique inverse est effectué en calculant le torseur des actions inter segmentaires au niveau de la cinquième vertèbre lombaire en adoptant deux stratégies de dynamique inverse :

- descendante : $\Phi_{(Abdomen/Pelvis)/\Re_0} = A_{Pelvis/\Re_0} + \Phi_{(Pelv/Cuisse)/\Re_0} \Phi_{(pesanteur/Pelvis)/\Re_0}$
- $ascendante: \Phi_{(Pelvis/Abdomen)/\Re_0} = A_{Abdomen/\Re_0} + \Phi_{(Abdomen/Thorax)/\Re_0} \Phi_{(pesanteur/Abdomen)/\Re_0}$

En appliquant le principe de réciprocité (§-III.3) aux segments abdomen et pelvis (figure 94), nous vérifions que $\Phi_{(Abdomen/Pelvis)/\Re_0}$ et $\Phi_{(Pelvis/Abdomen)/\Re_0}$ sont équivalents au signe prêt.



Figure 94 Forces exercées par l'abdomen sur le pelvis suivant les trois dimensions de l'espace \Re_0 . Données issues de la PSR et PSG en adoptant deux stratégies : ascendante (Asc) et descendante (Desc)

La figure 94 montre, jusqu'à l'instant t_a , une bonne concordance entre les données issues des deux stratégies de dynamique inverse (ascendante et descendante). Cela permet, d'une part, de valider notre processus de dynamique inverse basé sur le formalisme matriciel de Legnani et al. (1996) et, nous autorise, d'autre part, à étudier l'effet des deux procédures de solidification sur l'estimation de la dynamique articulaire.

À partir de l'instant t_a , la concordance entre les deux stratégies de dynamique inverse est perturbée. Cette perturbation est due à :

- l'amplification des incertitudes provoquée par la double dérivation des données cinématographiques lors du calcul des accélérations;
- l'accumulation de ces incertitudes suite à l'application de la procédure itérative de dynamique inverse.

Il importe de souligner que ces perturbations n'entravent pas l'étude comparative des torseurs d'actions inter segmentaires issus de la PSR et de la PSG. Ayant subie exactement la même procédure de calcul de dynamique inverse, une éventuelle différence dans les résultats serait fortement due à l'application de la PSR *versus* la PSG.

Éléments permettant l'interprétation des résultats

Suite au calcul itératif, les torseurs des actions mécaniques inter segmentaires entre les segments S_{i+1} et S_i exprimées dans S_{i+1} sont quantifiés. Tenant compte de l'arborescence de la chaîne cinématique (§-VII.2.figure 78) les vecteurs forces et moments inter segmentaires au niveau d'une articulation donnée caractérisent l'action d'un segment amont sur le segment aval pour les membres inférieurs et supérieurs et d'un segment aval sur un segment amont pour le tronc et la tête. Ces éléments sont décrits dans le tableau 11 ci-dessous.

Articulations	S _{i+1} / S _i	Articulations	S _{i+1} / S _i
Cheville	Jambe / Pied	C7	Thorax / Tête
Genou	Cuisse / Jambe	T12	Abdomen / Thorax
Hanche	Pelvis / Cuisse	L5	Pelvis / Abdomen
Coude	Bras / Av. bras	Épaule	Thorax / Bras

Tableau 11 Définition des actions mécaniques inter segmentaires au niveau des articulations

L'interprétation des forces et des moments doit tenir compte de l'orientation des repères segmentaires qui possèdent des bases différentes selon le coté gauche ou droit. L'orientation de ces repères est détaillée dans le précédent chapitre (§-VII.2.figure 78).

Dans le plan sagittal, les articulations du tronc (C7, T12 et L5) ainsi que celles du côté droit du corps : cheville, hanche, coude et épaule, présentent une valeur positive du moment lors de la flexion⁴⁹. Quant au genou droit, c'est une valeur négative du moment qui traduit sa flexion (Voir orientation des axes §-VII.2.figure 78). Mis à part le genou gauche qui présente un moment positif lors de sa flexion, les articulations du coté gauche du corps (cheville, hanche, coude et épaule) présentent un moment négatif lors de leur flexion.

Dans le plan frontal, une valeur positive du moment, au niveau d'une articulation du coté droit du corps traduit une adduction d'un segment droit. Contrairement elle traduit une abduction dans le cas d'une articulation du coté gauche. Concernant les articulations du tronc, un moment positif signifie une inclinaison latérale sur le coté droit.

Dans le plan horizontal, une valeur positive du moment articulaire traduit invariablement une rotation médiale (interne) du segment.

3.2-Effets sur la dynamique articulaire : la PSR vs la PSG

Dans le paragraphe qui suit, les forces inter segmentaires, puis les moments articulaires, sont exposés afin de quantifier l'effet des deux méthodes de solidification (PSR *vs* PSG) sur leur quantification.

De manière visuelle, la similitude des résultats issues de la PSR et de la PSG semble être très forte (figure 95, 96, 97 et 98). Nous pouvons cependant quantifier cette comparaison par le calcul de l'écart moyen quadratique normalisé (EQMN) qui consiste à mesurer la dispersion des *n* données issues des deux procédures pour enfin les normaliser en prenant en compte les amplitudes maximales et minimales des deux courbes (correspond en Anglais à Normalized Root Mean Square errors *NRMSe* [Caho 02]) tel que :

$$NRMSe = \frac{\sqrt{l/n \int_0^n \left(F_{PSG}(t) - F_{PSR}(t)\right)^2}}{l/2 \left(\sum_{i=PSG}^{PSR} \left(Max_{0 < t < T}(F_i(t)) - Min_{0 < t < T}(F_i(t))\right)\right)} \times 100 \qquad \text{éq.VIII.20}$$

⁴⁹ Il s'agit de la flexion dorsale pour l'articulation de la cheville.



Figure 95 Force inter segmentaires au niveau de la cheville droite, genou droit et hanche droite exprimées respectivement dans \Re_{tibia} , $\Re_{fémur}$ et \Re_{pelvis} (membre inférieur droit)

Les deux procédures de solidification (PSR et PSG) estiment les forces inter segmentaires de la cheville droite et gauche et du genou droit et gauche de la même manière suivant les trois dimensions de l'espace (figure 95 et 96). L'écart NRMSe ne dépasse pas les 6%. Contrairement au niveau de la hanche les deux procédures divergent. Cette différence est plus accentuée au niveau de l'articulation de la hanche gauche (figure 96).



Figure 96 Forces inter-segmentaires au niveau de la cheville gauche, genou gauche et hanche gauche exprimées respectivement dans R_{tibia}, R_{témur} et R_{pelvis} (membre inférieur gauche)



Figure 97 Moments articulaires au niveau de la cheville droite, genou droit et hanche droite exprimées respectivement dans R_{tibia}, R_{témur} et R_{pelvis} (membre inférieur droit)

L'estimation des moments articulaires par la PSG et la PSR ne montre pas de différence suivant les trois dimensions de l'espace au niveau des articulations droites et gauches de la cheville et du genou (figure 97 et 98). Toutefois, les moments nets quantifiés au niveau de l'articulation de la hanche (droite et gauche) montre une divergence plus accentuée du coté gauche par rapport au coté droit (figure 97 et 98).



Figure 98 Moments articulaires au niveau de la cheville gauche, genou gauche et hanche gauche exprimés respectivement dans \Re_{tibia} , $\Re_{fémur}$ et \Re_{pelvis} (membre inférieur gauche)

Le tableau 12 ci-dessous illustre les écarts NRMSe entre les éléments du torseur d'actions inter-segmentaires estimés suite à l'adoption de la PSG et la PSR. Les figures confrontant les courbes des données des membres supérieurs et du tronc sont exposées en annexe (Annexe 4.2).

Articulations		NRMSe [%]					
		Fix	Fiy	Fiz	Mix	Miy	Miz
Cheville	D	2	0	5	0	2	2
	G	2	0	2	3	0	3
Genou	D	2	1	3	1	1	8
	G	1	1	0	4	3	5
Hanche	D	5	4	7	0	9	10
	G	27	11	20	10	18	14
C7		39	50	22	25	1	16
T12		3	22	47	21	1	28
L5		25	66	19	30	5	39
Coude	D	1	6	10	11	7	1
	G	3	3	1	10	5	1
Épaule	D	2	0	2	1	6	4
	G	10	3	5	1	2	9

Tableau 12 Écarts entres la PSG et la PSR lors de l'estimation des force inter segmentaires (Fi)et des moments articulaires (Mi) suivants les trois directions de l'espace

4-Discussion

À notre connaissance, aucune étude n'a quantifié les forces inter segmentaires et moments articulaires dans les trois dimensions de l'espace lors d'un départ de course vitesse.

La rigidité des segments constitue un critère primordial lors de l'application des principes de la mécanique des systèmes poly-articulés au corps humain. La procédure de solidification par récurrence (PSR) proposée au cours de cette étude satisfait cette condition. Toutefois, son effet sur l'estimation de la cinématique segmentaire et la dynamique articulaire doit être étudié.

Suite à l'adoption de la formulation matricielle des opérateurs homogènes proposée par Legnani et al. (1996), nous avons approché les quantités cinématiques, cinétiques et dynamiques avec une formulation très synthétique en s'appuyant sur les théorèmes de Newton-Euler. Cette formulation matricielle possède l'avantage de présenter dans la même écriture des grandeurs linéaires et angulaires, de plus sa transcription sous la forme d'un algorithme s'avère très performante par son adéquation avec les langages informatiques actuels. La quantification de la cinématique segmentaire et la dynamique articulaire est ainsi effectuée en intégrant les données issues de la PSR et de la PSG⁵⁰ Afin, de valider le modèle de dynamique inverse, le torseur d'actions inter-segmentaires au niveau de l'articulation sacro-lombaire (L5) est évalué en adoptant deux stratégies de dynamique inverse (ascendante et descendante).

Suite à la confrontation des grandeurs cinématiques, il est apparu que la PSR offre une estimation plus précise concernant la vitesse du centre de gravité à l'éjection suivant l'axe antéropostérieur. Cela permet d'approcher la norme avec une bonne précision vu la forte corrélation entre ces deux grandeurs.

La comparaison des forces inter-segmentaires et des moments articulaires nets, montre une grande similitude des courbes provenant des deux procédures (PSR et PSG). Toutefois, suite au calcul de la NRMSe il est apparu une divergence entre les données issues des procédures. Cette divergence croît dans le sens ascendant des itérations. Ainsi, les écarts les plus importants sont notés au niveau des articulations : sacro-lombaire (L5), lombo-thoracique (T12) et thoraco-cervicale (C7).

Cette différence peut être due au principe de fonctionnement de la PSR qui se base sur une méthode récurrente ascendante. Cependant, cette méthode se base sur le relevé des données anthropométriques pour reconstituer la situation des segments. Contrairement, la PSG se base sur les longueurs mesurées. Ainsi, la différence observée lors de l'étude de l'effet de la PSR sur la configuration du système poly-articulé peut expliquer cette divergence.

⁵⁰ PSG : Procédure de Solidification Globale proposée par Lu et O'Connor (1999). Cette procédure est détaillée dans le précédent chapitre (§-VII.3.1)

Conclusion générale



La démarche initiale qui a guidé ce travail visait à caractériser mécaniquement les critères de qualités du départ de la course vitesse sur 100 m afin d'orienter le choix de l'entraîneur lors de ces prises de décisions en situation réelle de pratique. Pour atteindre cet objectif, il a été nécessaire d'acquérir une meilleure connaissance des déterminants mécaniques de la performance de l'athlète, mais aussi de tenir compte de la précision des méthodes et moyens utilisés pour l'acquisition de ces paramètres.

En analysant la réglementation de l'IAAF pour les épreuves de course, nous avons montré la faible précision des méthodes employées pour la quantification de la performance finale de course et la détection des faux départs. La méthode de détection de l'instant de mise en action adoptée par l'IAAF a fait l'objet d'une étude comparative. Nous montrons l'inefficacité de cette méthode pour mesurer réellement et avec précision, le temps de réaction de l'athlète. En effet, outre le fait d'utiliser un seuil élevé (entre 200 et 300 N) pour détecter l'instant de la mise en action, la mesure du temps de réaction se fait uniquement par des mesures relevées au niveau des pieds. Or, suite à nos expérimentations, il apparaît que la réponse au niveau des mains devance celle des pieds de 0,05 s. Ce résultat est important au regard des dernières évolutions de la réglementation de l'IAAF qui aboutissent à éliminer l'athlète responsable du deuxième « faux départ ». Notre travail propose des critères d'évaluation du faux départ plus équitables car fondés sur une démarche rigoureuse.

La littérature scientifique qui porte sur la performance de départ de course de vitesse, exprime que la performance du départ est essentiellement qualifiée par l'intensité de la composante antéropostérieure de la vitesse d'éjection. Nos résultats montrent que la prise en compte de ce seul critère ne suffit pas à différencier la performance du départ. L'analyse comparative fine, intra et inter sujets, n'est pas possible avec ce seul critère. En d'autres termes, l'entraîneur ne peut pas différencier objectivement et avec précision deux performances, en ne tenant compte que du seul critère : vitesse d'éjection. De ce fait, à partir d'une analyse multidimensionnelles par composantes principales portant sur un nombre important de variables mécaniques estimées par dynamométries, nous avons tenté de créer un (des) critère(s) synthétique(s) de la performance du départ. Cette démarche n'a pas abouti au résultat escompté. Toutefois, elle a mis en évidence le caractère indépendant des variables étudiées.

Afin de ne pas submerger l'observateur par une grande quantité d'information, six paramètres mécaniques principaux caractérisant le départ de course de vitesse ont pu être identifié : temps de réaction, durée de l'impulsion, positions initiale et finale du centre de gravité, la norme de la vitesse à l'éjection et sa direction. Cinq de ces paramètres directement accessibles par dynamométrie sont « convertis », à l'aide d'un modèle ou directement, en seconde pour offrir à l'entraîneur des indications concernant la perte ou le gain en temps sur 100 m. Le sixième paramètre (direction de la vitesse d'éjection) n'a pas pu être caractérisé en « temps ». Son influence est intégrée dans la phase d'accélération. Enfin, le développement d'une station de mesure de terrain est minutieusement étudiée afin de permettre une quantification juste et fidèle, en temps quasi réel, accordant un suivi longitudinal de la performance des athlètes lors du départ de course vitesse. Dans le cadre d'une collaboration avec le Ministère de la Santé de la Jeunesse, des Sports et de la Vie associative et la Fédération Française d'Athlétisme, nous avons transféré nos connaissances et nos résultats au Centre Régional d'Éducation Populaire et Sportive Poitou-Charentes qui disposera prochainement de la première station dynamométrique 3D en France permettant une quantification fine et rapide de la performance de départ en situation réelle de pratique.

Suite au couplage de mesures cinématographiques et dynamométriques du départ de course de vitesse, il est apparu nécessaire de trouver des solutions adaptées aux problèmes induits par le mouvement de la peau par rapport aux structures osseuses sous-jacentes. Étant l'un des critères primordial à l'application des principes de la mécanique au corps humain, la rigidité des segments nécessite l'adoption de procédures de solidifications par optimisation. Adoptées généralement pour l'analyse de la marche humaine, leurs applications au geste de départ de course de vitesse ont mis au jour des effets indésirables. Elles provoquent des dislocations articulaires ou des changements des orientations segmentaires. La méthode de solidification que nous proposons, résout ces deux problèmes et surtout permet l'application des principes de la mécanique pour l'étude du geste de départ de course vitesse. L'effet de cette nouvelle procédure de solidification sur l'analyse de la cinématique segmentaire et la dynamique articulaire a démontré son efficacité. Cette nouvelle procédure fournit des résultats qui nous permettent d'envisager des perspectives de développement prometteuses. Un autre

résultat important prometteur est la quantification des efforts inter segmentaires et les moments articulaires tridimensionnels. Ces résultats, absents dans la littérature scientifique, sont évalués par dynamique inverse en adoptant une écriture matricielle originale initialement développée dans le domaine de l'ingénierie mécanique et adoptée récemment dans le domaine de la biomécanique pour l'analyse de la marche humaine. La quantification de la dynamique articulaire constitue une étape essentielle pour l'optimisation du geste de départ par simulation numérique.

En tout état de cause, il sera opportun d'approfondir l'ensemble de ce travail en analysant un plus grand nombre de performances d'athlètes de haut niveau afin de conforter les résultats avancés dans cette étude, d'une part, et de mieux appréhender la variabilité des critères de performance en fonction du niveau des athlètes, d'autre part.

Les travaux à venir sur la cinématique du sujet devront, sans aucun doute, intégrer des paramètres posturaux, particulièrement lorsque le coureur s'éjecte des blocs de départ.

Si le départ présente par sa variabilité temporelle, un élément de la performance, la phase d'accélération et la phase de vitesse stabilisée constituent les éléments majeurs de la variabilité de la performance. Dans un futur proche, leurs variabilités induites par l'évolution de la morphologie humaine et des qualités des matériaux lors des phases de contacts seront encore, probablement, la source d'amélioration de la performance.

Références bibliographiques



- [Ae 92] Ae M., Ito A., Suzuki M. *The men's 100 meters*. New Studies in Athletics, IAAF, 1992, 7(1):47-52
- [Alex 01] Alexander E.J., Andriacchi T.P. Correcting for deformation in skin-based marker systems. Journal of Biomechanics, 2001, 34:355-361
- [Alla 95] Allard P., Stokes L.A.F., Blanchi J.P. *Three-dimensional analysis of human movement*. Humain Kinetics, England, 1995, 19-40;
- [Alla 00] Allard P., Blanchi J. P. Analyse du mouvement humain par la biomécanique. 2^{ème} edition, Décarie, Canada, 2000
- [Ardl 01] McArdle M., Katch F., Katch V. *P hysiologie de l'activité physique, énergie, nutrition et performance*. 4^{ème} éd., Maloine, Paris, 2001
- [Asch 99] Asch G. Les capteurs en instrumentations industrielle, 5^{ème} éd., Dunod, Paris, 1999
- [Barr 83] Barry B., Woodman L. Sprint starting block teaching aid. Pelops, 1983, 4:7-10
- [Baum 76] Baumann W. Kinetic and dynamic characteristics of the sprint start. In: Komi PV, editor. Biomechanics V-B Baltimore: University Park Press, 1976, 194-199
- [Bego 07] Begon M., Monnet T., Lacouture P. *Effects of movement for estimating the hip joint centre*. Gait and Posture, 2007, 25:353-359
- [Bend 34] Bender W. R. G. Factors contributing to speed in start of race and characteristics of trained sprinters: A summary of experimental investigations. Research Quarterly, 1934, 5(1):72-78
- [Bill 98] Billat V. *Physiologie et méthodologie de l'entraînement, de la théorie à la pratique*.De Boek Université, Paris, Bruxelles, 1998
- [Bren 86] Brenière Y., Do M.C. *Mouvements et ajustements posturaux anticipateurs de la marche*. Journal de Biophysique et de Biomécanique, 1986, 10(1):39-40
- [Bouc 05] Boucher M., *Limites et précisions d'une analyse mécanique de la performance sur ergocycle*. Thèse Université de Poitiers, 2005

- [Bren 87] Brenière Y., Do M.C. Modification posturales associées au lever du talon dans l'initiation du pas de la marche normale. Journal de biophysique et de biomécanique, 1987, 11(4): 161-167
- [Broo 94] Brooks G.A., Mercier J. Balance of carbohydrate and lipid utilization during exercise: "the cross-over" concept. Journal Applied Physiology, 1994, 76:2253-2261
- [Caho 02] Cahouët V., Martin L., Amarantini D. Static optimal estimation of joint accelerations for inverse dynamics problem solution. Journal of Biomechanics, 2002, 35:1507-1513
- [Camo 06] Camomilla, V., Cereatti, A., Vannozzi, G., Cappozzo. An optimized protocol for hip joint centre determination using the functional method. Journal of Biomechanics, 2006, 39:1096-1106
- [Capp 89] Cappozzo A., De Vito G., Gazzani F., Massacesi R. Analisi biomeccanica della partenza dai blocchi. Atleticastudi, 1989, 5:347-375
- [Capp 96] Cappozzo A., Catani F., Leardini A., Benedetti M., Della Croce U. Position and orientation in space of bones during movement : experimental artefacts. Clinial Biomechanics, 1996, 11:90-100
- [Capp 05] Cappozo A., Della Croce U., Leardini A., Chiari L. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background. Gait and Posture, 2005, 21:186-196
- [Chèz 95] Chèze L., Fregley B. J., Dimnet J. A solidification procedure to facilitate kinematic analyses based on video system data. Journal of Biomechanics, 1995, 28(7):879-884
- [Chia 05] Chiari L., Della Croce U., Leardini A., Cappozzo A. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 2: Instrumental errors. Gait and Posture, 2005, 21:197–211
- [Coh 98] Coh M., Jost B., Skof B., Tomazin K, Dolenec A. *Kinematic and kinetic parameters* of the sprint start acceleration model of top sprinters. Gymnica, 1998, 28:33-42

- [Coh 02] Coh M. Application of biomechanics in track and field. Institue of Kinesiologie, Faculty of sport, University of Ljubljana, 2002
- [Coll 03] Colloud F., Modélisation dynamique du rameur lors d'exercices réalisés sur ergomètres d'aviron. Implication pour l'entraînement. Thèse Universités Claude Bernard - Lyon, 2003
- [Copp 89] Coppenolle V. H., Delecluse C., Goris M., Diels R., Seagrave L., Kreeyenhof H. An evaluation of the starting action of world class female sprinters. Track Technique, 1990, 112:3581-3582
- [Cous 04] Cousins S., Dyson R. *Forces at the front and rear blocs during the sprint start.* 22 International Symposium on Biomechanics in Sport, 2004, 198-201
- [Cout 00] Coutard Y. Caractérisation et étalonnage des dynamometers a six composantes pour torseur associé à un système de force. Thèse Université de Bordeaux 1, 2000
- [Crea 07] Cereatti A., Camomilla V., Vannozzi G, CappozzoA. Propagation of the hip joint centre location error to the estimate of femur vs pelvis orientation using a constrained or an unconstrained approach. Journal of Biomechanics, 2007, 40:1228-1234
- [Croc 05] Della Croce U., Leardini A., Chiari L., Cappozzo A. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 4: assessment of anatomical landmark misplacement. Gait and Posture, 2005, 21:226–237
- [Davi 06] Davila M.G., Dapena J., Campos J. *The effect of muscular pre-tensing on the sprint start*. Journal of Biomechanics, 2006, 22:194-201
- [Delh 80] Delhez L., Loverius, Timmermans, J.M. Dynamique du mouvement horizontal lors du départ du sprint. Revue Sport 23, 1980, 2(90):81-90
- [Dick 89] Dick F. W. Developing and maintaining maximum speed in sprints over one year. Athletics Coach 23(1): 3-8, 1989
- [Dick 34] Dickinson A. D. The effect of foot spacing on the starting time and speed in sprinting and the relation of physical measurements to foot spacing. Research Quarterly, 1934, 5(1):12-19

- [Diu 05] Diu B., Leclercq B. *La physique mot à mot*. Odile Jacob science, 2005
- [Duch 86] Duchateau J. Guissard N., Hainaut K. *Electromyographie du départ en starting blocs en athlétisme*. Journal de Biophysique et de biomécanique, 1986, 10(1):77-78
- [Dori 01] Doriot N., Cheze L. Analyse tridimensionnelle du membre inférieur durant la phase d'appui de la marche. ITBM-RBM,2001, 22(3):178-184
- [Ehar 95] Ehara Y., Fujimoto H., Miyazaki S., Tanaka S., Yamamoto S. *Comparison of the performance of 3D camera systems*. Gait and Posture, 1995, 3:166-169
- [Ehar 97] Ehara Y., Fujimoto H., Miyazaki S., Mochimaru M., Tanaka S., YamamotoS., Comparison of the performance of 3D camera systems II. Gait and Posture, 1997, 5:251-255
- [Ehri 06] Ehrig R. M., Taylor W. R., Duda G. N. et Heller M. O. A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints. Journal of Biomechanics, 2006, 39(5): 2798–2809
- [Esco 98] Escofier B., Pagès J. Analyses factorielles simples et multiples. Objectifs, méthodes et interprétation. 3^{ème} éd., Dunod, Paris, 1998
- [Faiv 04] Faivre A., Dahan M., Monnier B., *Instrumented shoes for pathological gait assessment*. Mechanics research communications, 2004, 31:627-632
- [Fort 05] Fortier S., Basset F. A., Mbourou G. A., Favérial J. Starting Block performance in sprinters: A statistical method for identifying discriminative parameters of the performance and an analysis of the effect of providing feedback over a 6 week period. Journal of sport Sciences and Medicine, 2005, 4:134-143
- [Fros 98] Frossard L. Étudedes limites de l'analyse mécanique de la marche d'un amputé comparé à celle d'un sujet sain. Thèse Université de Poitiers, 1998
- [Gail 83] GailletA., Reboulet C. *A isostatic six component force and torque sensors*. In Proceeding of th 13th International Symposium on Industrial Robots, 1983; 102-111
- [Gagn 78] Gagnon M. A kinematic analysis of the kneeling and the starting starts in female sprinters of different ability. Biomechanics VI-B, Baltimore university park press, Copenhagen, Denmark, 6th, International Congress of Biomechanics, 1978, 46-50

- [Gerb 99] Gerbeaux M., Berthon S. Aptitude et pratique aérobie chez l'enfant et l'adolescent, la préparation physique à l'horizon 2000. 1^{ère} éd., Puf, Paris, 1999
- [Goub 98] Goubel F., Lensel-Corbeil G. *Biomécanique : élements de la mécanique musculaire*. Masson, Paris, 1998
- [Groo 83] Grood E., Suntay W. A joint coordinate system for the clinical description of three dimensional motions : application to the knee. Journal of Biomechanical Engineering, 1983, 32:1221-1227
- [Guis 92] Guissard N., Duchateau J. EMG and mechanical changes during sprint start at different block obliquities. Medicine and science in sport and exercise, 1992, 24(11):1257-1263
- [Hafe 85] Hafez A.M.A., Roberts E.M., Seireg A.A. Force and velocity during front foot contact in the sprint start. International Series On Biomechanics, 1985, 5B:350-355
- [Harl 97] Harland M.J., Steele J.R. *Biomechanics of the Sprint Start*. Sport Medicine, 1997, 23(1):11-20
- [Henr 52] Henry F.M., Force time characteristics of the sprint start. Research Quarterly, 1952, 5(1):27-32
- [Hold 97] Holden J.P., Orsini J.A., Siegel K.L., Kepple T.M., Gerber L.H., Stanhope S.J. Surface movement errors in shank kinematics and knee kinetics during gait. Gait and Posture, 5:217-227
- [Hold 98] Holden J. P., Stanhope S. J. *The effect of variation in knee center location estimates* on net knee joint moments. Gait and posture, 1998, 7:1-6
- [Houe 04] Houel N., Intérêts et limites de l'analyse cinématique par imagerie. Contribution a la réalisation de modèles cinématiques et dynamiques du mouvement. Application au ski de fond et au saut à ski. Thèse Université de Poitiers, 2004
- [Howe 56] Howell M.L. Use of force-time graphs for performance analysis in facilitating motor learning. Research and Quarterley, 27:12-22
- [Jacob R. Van Ingen Schenau G.J. Intermuscular coordination in a sprint push-off. Journal of Biomechanics, 1992, 25(9):953-965

- [Karl 94] Karlsson, D., Lundberg, A.. Accuracy estimation of kinematic data derived from bone anchored external markers. In: Proceedings of the 3rd International Symposium on 3-D Analysis of Human Motion, 1994
- [Kirk 99] Kirkwood R. N., Culham E.G., Costigan P. Radiographic and non-invasive determination of the hip joint center location: effect on hip joint moments. Clinical Biomechanics, 1999, 14:227-235
- [Kraa 01] Kraan G.A., Veen J.V., Snijders C.J., Storm C.J. *Starting from standing; why step* backwards? Journal of Biomechanics, 2001, 34:211-215
- [Lear 05] Leardini A., Chiarib L., Della Crocec U., Cappozzo A. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. Gait and Posture,2005, 21:212-225
- [Leba 00] Lebart L., Piron M., Mrineau A. Statistique exploratoire multidimensionnelle. 3^{ème}
 éd., Dunod, Paris, 2000
- [Lebo 04] Leboeuf F. Contribution à l'analyse et à la synthèse dynamique du mouvement humain. Thèse Université de Poitiers, 2004
- [Legn 96] Legnani G., Casalo F., Righettini P., Zappa B. A Homogeneous matrix approach to 3D kinematics and dynamics. Part I: theory. Mechanism and Machine Theory, 1996, 31(5):589-605
- [Legn 96] Legnani G., Casalo F., Righettini P., Zappa B. A Homogeneous matrix approach to 3D kinematics and dynamics. Part II : Applications to chains of rigid bodies and serial manipulators. Mechanism and Machine Theory, 1996, 31(5):589-605
- [Leha 05] Lehance C., Croisier J.L., Bury T. Validation du système Optojump en tant qu'outil d'évaluation de la force-vitesse (puissance) des membres inférieurs. Science et Sports, 2005, 20:131-135
- [Lema 90] Lemaire E.D., Robertson D.G.E. *Force-time data acquisition system for sprint starting*. Canadian Journal of Sport Sciences, 1990, 15(2):149-152
- [Lu 99] Lu T. W., O'Connor J. J. Bone position estimation from marker co-ordinates using global optimization with constraints. Journal of Biomechanics, 1999, 32:129-134

- [Mare 85] Marey E.J., Demeny G. Compte rendus de l'Académie des Sciences. 24 août 1885
- [Mend 93] Mendoza L., Scöllhorn Wolfgang. *Training of the sprint start technique with biomechanical feedback*. Journal of Sports Sciences, 1993, 11,25-29
- [Mero 83] Mero A., Luhtanen P., Komi P. V. *A biomechanical study of the sprint start*. Scandinavian Journal of Sport Sciences, 1983, 5(1):20-28.
- [Mero 88] Mero A. Force time characteristics and running velocity of male sprinters during the acceleration phase of sprint. Research Quarterly for Exercise and Sport, 1988, 94(2):94-98
- [Mero 90] Mero A., Komi P. V. *Reaction time and electromyographic activity during a sprint start*. European Journal of Applied Physiology, 1990, 61:73-80
- [Mero 92] Mero A., Komi P.V., GRegor R.J. Biomechanics of Sprint Running. Sports Medicine, 1992, 13(6):376-392
- [Mero 06] Mero A., Kuittunen S., Harland M., Kyröläinen H., Komi P.V. Effect of muscle tendon length on joint moment and power during sprint starts. Journal of Sport Sciences, 2006, 24(2):165-173
- [Mick 00] Mickelborough J., van der Linden M.L., Richards J., Ennos A.R. Validity and reliability of kinematic protocol for determining foot contact event. Gait And Posture, 2000, 11:32-37
- [Monn 07] Monnet T., Desailly E., Begon M., Valle C., Lacouture P., Comparison of the SCoRE and HA methods for locating in vivo the glenohumeral joint centre. Journal of Biomechanics, 2007, 40:3487–3492
- [Mono 97] Monod R., Flandrois H. *Physiologie de l'activité physique, énergie, nutrition et performance*. 2^{ème} éd., Vigot, Paris, 1997
- [Mora 88] Moravec P., Ruzicka J., Susanka P., Dostal E., Kodejs M. Nosek M. The 1987 International Athletic Foundation / IAAF scientific project report: time analysis of the 100 metres events at the II Worlds Championships in athletics. IAAF Quarterly, 1988, 3:61-96
- [Moua 01] Mouahid El K. Les tests d'évaluation de « l'explosivité » des athlètes revisités ; contribution à l'analyse mécanique de manipulations de charges à des fins d'entraînement. Thèse, Université de Poitiers. 2001
- [Müll 97] Müller H., Hommel H. Biomechanical research project at the Vth Championships in athletics, Athens 1997: preliminary report. New studies in athletics IAAF, 1997, 12:2-3, 43-73
- [Natt 97] Natta F., Breniere Y. *Effets de la posture initiale dans le départ du sprint chez les athlètes féminines de haut niveau.* Science et Sport, 1997, 12(1):27s
- [Natt 98] Natta F., Breniere Y. *Influence de la posture initiale sur la dynamique du départ de sprint en starting blocs.* Science et motricité, 1998, 34:44-51
- [Natt 01] Natta F., Réga C. Analyse cinétique et cinématique : du départ en starting blocs, de la foulée de course a vitesse maximale. Rapport de recherche, Département des Sciences du Sport, INSEP, 2001
- [Natt 06] Natta F., Decker L., Boisnoir A. Caractérisation des comportements posturocinétiques en sprint. Rapport du projet de recherche MJSVA N°03-006, Département des Sciences du Sport, Laboratoire Mouvement, Action et Performance-INSEP. Décembre 2006
- [Payn 71] Payne A.H., Blader F.B. *The mechanics of the sprint start*. Medicine and Sport, Biomechanics II, 1971, 6:225-231
- [Pias 94] Piasenta J. Apprendre à observer. Plaidoyer pour une formation à l'observation du comportement du sportif. INSEP-Publications, 1994
- [Prov 01] Provost P. La mécanique présentée autrement. L'Harmattan, 2001
- [Pont 90] Pontier J., Dufour A.B., Normand M. Le modèle euclidien en analyse des données.Editions de l'Université de Bruxelles, éd. Ellipses, 1990
- [Rao 06] Rao G., Amarantini D., Berton E., Favier D. Influence of body segment's parameters estimation models on inverse dynamics during gait. Journal of Biomechanics, 2006, 39:1531-1536

- [Rein 97] Reinschmidt, C., Bogert, A., Nigg, B., Lundberg, A., Murphy, N. Effect of skin movement on the analysis of skeletal knee joint motion during running. Journal of Biomechanics, 1997, 30(7):729-732
- [Rich 99] Richards J.G. *The measurement of human motion: A comparison of commercially available systems*. Human Movement Science, 1999, 18:589-602
- [Robe 04] Robert P. Des jauges, des ponts ... et une solution de câblage pour chaque cas. Mesures, Septembre 2004, 767:57-60
- [Sand 91] Sanderson L.K., McClements J.D., Robert E.G. Development of apparatus to provide immediate feedback to sprinters in the normal training environment. New Studies in Athletics, by IAAF, 1991, 6(2):33-41
- [Salo 04] Salo A., Bezodis I., Wich starting style is faster in sprint running, a standing or crouching start?, Sport Biomechanics, 2004, 3(1):43-54
- [Sapo 90] Saporta G. *Probabilités, analyse des données et statistique*. Editions Technip, Paris, 1990
- [Scho 92] Schot P.K., Knutzen M., K., Philip K. A biomechanical analysis of four sprint start positions. Research Quarterly for Exercise and Sport, 1992, 63(2):137-147
- [Sige 62] Sigerseth P. O., Grinaker V. F. Effect of foot spacing on velocity in sprints. Research Quarterly, 1962, 33(4):599-606
- [Stag 00] Stagni R., Leardini A, Cappozzo A, Benedetti M.G. *Effects of hip joint centre mislocation on gait analysis results*. Journal of Biomechanics, 2000, 33:1479-1487
- [Tayl 00] Taylor J. Incertitudes et analyse des erreurs dans les mesures physiques. Dunod, Paris, 2000
- [Tiro 03] Tirosh O., Sparrow W. A. T. Identifying heel contact and toe-off using force plate thresholds with a range of digital-filter cut-off frequencies. Journal of Applied Biomechanics, 2003, 19:178-184
- [Vign 95] Vignerot V. Analyse mécanique des conditions optimales de départ en sprint -Application aux modalités d'apprentissage du déséquilibre. Thèse Université de Poitiers, 1995

- [Vign 97] Vignerot V., Duboy J., Lacouture P. Mise au point d'une analyse mécanique en translation des différentes modalités de départ de sprint. Science et motricité, 1997, 34:26-36
- [Wint 90] Winter D.A. *Biomechanics and motor control of human movement*. Second Edition University of Waterloo, Ontario, Canada, 1990
- [Wu 02] Wu G. et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for reporting of human joint motion-part I: ankle, hip, and spine. Journal of Biomechanics, 2002, 35:543-548
- [Wu 05] Wu G. et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for reporting of human joint motion-part II: shoulder, elbow and hand. Journal of Biomechanics, 2005, 38:981-992
- [Zats 85] Zatsiorsky V., Seluyanov V. Estimation of the mass and inertia characteristics of the human body by means of the best predictive regressions equations. In Biomechanics IX-B, 1985, 233-239

Annexes



Annexe **1**_____

Analyse en composantes principales

Le tableau 1 ci-dessous présente les variables (p = 91) déterminées suites aux mesures dynamométriques réalisées lors de 92 essais de départ de sprint. Ces variables sont utilisées dans l'analyse en composantes principales.

Natures	N°	Indice	Description
Poids [N]	1	'Poids'	Poids du sujet
	2	'dtLat'	délai de latence
	3	'dtImpul'	durée d'impulsion
	4	'tacMd'	instants de la mise en action Mains droite
	5	'tacMg'	instants de la mise en action Mains gauche
	6	'tac2M'	instants de la mise en action les 2Mains
	7	'tac2P'	instants de la mise en action les 2Pieds
	8	'tacPar'	instants de la mise en action Pied arrière
	9	'tacPav'	instants de la mise en action Pied avant
	10	'tFmaxMdX'	instants de la Fx max Mains droite
	11	'tFmaxMdZ'	instants de la Fz max Mains droite
	12	'tFmaxMgX'	instants de la Fx max Mains gauche
S	13	'tFmaxMgZ'	instants de la Fz max Mains gauche
<u>E</u>	14	'tFmax2Mx'	instants de la Fx max 2Mains
sd	15	'tFmax2Mz'	instants de la Fz max 2Mains
me	16	'tFmaxParX'	instants de la Fx max Pied arrière
Ĕ	17	'tFmaxParZ'	instants de la Fz max Pied arrière
	18	'tFmax2PX'	instants de la Fx max 2Pieds
	19	'tFmax2PZ'	instants de la Fz max 2Pieds
	20	'tFmaxPavX'	instants de la Fx max Pied avant
	21	'tFmaxPavZ'	instants de la Fz max Pied avant
	22	'tFmax4segX'	instants de la Fx max 4segments
	23	'tFmax4segZ'	instants de la Fz max 4segments
	24	'teMd'	instants d'éjection Mains droite
	25	'teMg'	instants d'éjection Mains gauche
	26	'te2M'	instants d'éjection 2Mains
	27	'tePar'	instants d'éjection Pied arrière
	28	'tePav'	instants d'éjection Pied avant
	29	'2M_statX'	Force 2Mains statique suivant Ox
	30	'2M_statZ'	Force 2Mains statique suivant Oz
7	31	'Md_statX'	Force Main droite statique suivant Ox
<u> </u>	32	'Md_statZ'	Force Main droite statique suivant Oz
Cei	33	'Mg_statX'	Force Main gauche statique suivant Ox
ō	34	'Mg_statZ'	Force Main gauche statique suivant Oz
ш	35	'2P_statX'	Force 2Pieds statique suivant Ox
	36	'2P_statZ'	Force 2Pieds statique suivant Oz
	37	'Par statX'	Force Pied arrière statique suivant Ox

Tableau 1 Description des indices attribués aux variables issues des mesures dynamométriques

	38	'Par_statZ'	Force Pied arrière statique suivant Oz
	39	'Pav_statX'	Force Pied avant statique suivant Ox
	40	'Pav_statZ'	Force Pied avant statique suivant Oz
	41	'2M_maxX'	Force 2Mains maximale suivant Ox
	42	'2M_maxZ'	Force 2Mains maximale suivant Oz
	43	'Md_maxX'	Force Main droite maximale suivant Ox
	44	'Md_maxZ'	Force Main droite maximale suivant Oz
	45	'Mg_maxX'	Force Main gauche maximale suivant Ox
	46	'Mg_maxZ'	Force Main gauche maximale suivant Oz
	47	'2PmaxX'	Force 2Pieds maximale suivant Ox
	48	'2PmaxZ'	Force 2Pieds maximale suivant Oz
	49	'Par_maxX'	Force Pied arrière maximale suivant Ox
	50	'Par_maxZ'	Force 2Pied arrière maximale suivant Oz
	51	'Pav_maxX'	Force Pied avant maximale suivant Ox
	52	'Pav_maxZ'	Force 2Pied avant maximale suivant Oz
	53	'SFR_maxX'	Somme des Forces de réaction 2Mains maximale suivant Ox
	54	'SFR_maxy'	Somme des Forces de réaction 2Mains maximale suivant Oy
	55	'SFR_maxZ'	Somme des Forces de réaction 2Mains maximale suivant Oz
	56	Fx2P_te2M'	Force 2Pieds suivant Ox à (te2M)
	57	Fz2P_te2M'	Force 2Pieds suivant Oz à (te2M)
	58	'Fxpav_tepar'	Force Pied av suivant Ox à (tepar)
	59	'Fzpav_tepar'	Force Pied av suivant Oz à (tepar)
	60	Vxte2M'	vitesse suivant Ox à (te2M) instant d'éjection des 2Mains
	61	'Vxtepar'	vitesse suivant Ox à (tepar) instant d'éjection du pied arrière
	62	'Vxtepav'	vitesse suivant Ox à (tepav) instant d'éjection du pied avant
~	63	Vyte2M'	vitesse suivant Oy à (te2M) instant d'éjection des 2Mains
s/r	64	'Vytepar'	vitesse suivant Oy à (tepar) instant d'éjection du pied arrière
s [i	65	'Vytepav'	vitesse suivant Oy a (tepav) instant d'ejection du pied avant
se	66	VZte2IM	vitesse suivant Oz a (te2Mm) instant d'éjection des 2Mains
tes	67	vztepar	vitesse suivant Oz a (tepar) instant d'éjection du pied arrière
i S	60		Vicesse suivant O2 a (lepay) instant d'éjection du pieu avant
	69 70	INVtezivi	Norme de V à (tezm) instant d'éjection des ziviains
	70	Nvtepar	Norme de V à (tepar) instant d'élection du pied arrere
	71	Nvtepav	Vitesso suivent Ox à (tEmax2D) instant de Emax des 2Diede
	72		déplocement quivant Qx à (trindx2F) Instant d'élection des 2Mains
	13	Oxtezivi	déplacement suivant Ox à (tepar) instant d'élection des zivains
	74	'Oxtepai	déplacement suivant Ox à (tepar) instant d'élection du pieu amere
	75	Oxtepav	déplacements suivant Ox à (lepay) instant d'élection des 2Mains
Ξ	70	'Outepar'	déplacement suivant Oy à (tepar) instant d'élection du pied arrière
ls	78	'Ovtepai	déplacement suivant Oy à (tepar) instant d'éjection du pied avant
ior	70	Oytepav Ozte2M'	déplacement suivant Oz à (te2M) instant d'éjection du pied avant
sit	80	'Oztenar'	déplacement suivant Oz à (tenar) instant d'éjection du pied arrière
Б	81	'Oztenav'	déplacement suivant Oz à (tepay) instant d'éjection du pied avant
	82	NOCG te2M'	Norme du déplacement à (te2M) instant d'élection des 2Mains
	83	'NOCG tepar'	Norme du déplacement V à (tepar) instant d'élection du pied arr
	84	'NOCG tepav'	Norme du déplacement à (tepay) instant d'éjection du pied avant
	85	'teta te2M'	angle à (te2M) instant d'élection des deux mains
6	86	'teta tEmax2PX'	angle à (tEmax2PX) instant de Ex max des deux pieds
de	87	'teta tFmax2PZ'	angle à (tFmax2PZ) instant de Fz max des deux pieds
] Si	88	'teta tePar'	angle à (tePar) instant d'éjection du pied arrière
gle	89	'teta_tFmaxPavX'	angle à (tFmaxPavX) instant de Fx max Pied avant
An	90	'teta_tFmaxPavZ'	angle à (tFmaxPavZ) instant de Fz max Pied avant
	91	'teta_tePav'	angle à (tePav) instant d'éjecton

Dans le tableau 2, les paramètres statistiques descriptifs sont calculés en prenant en compte l'ensemble des essais (m = 92) de départ de sprint. Les temps sont référencés par rapport à l'instant de mise en action déterminés suite à la mesure de la somme des forces.

Natures	N°	Variables	Moyenne	Ecart type	Minimum	Maximum
Poids [N]	1	'Poids'	684	101	469	938
	2	'dtLat'	146	32	101	263
	3	'dtImpul'	450	46	365	616
	4	'tacMd'	39	40	-29	148
	5	'tacMg'	20	35	-47	133
	6	'tac2M'	5	29	-98	85
	7	'tac2P'	4	30	-112	71
	8	'tacPar'	16	24	-94	64
	9	'tacPav'	28	34	-43	154
	10	'tFmaxMdX'	136	53	-79	498
	11	'tFmaxMdZ'	37	63	-134	201
~	12	'tFmaxMgX'	153	73	73	636
, Ĕ	13	'tFmaxMgZ'	44	59	-178	189
] sc	14	'tFmax2Mx'	12	75	-178	221
a du	15	'tFmax2Mz'	46	55	-172	197
Те	16	'tFmaxParX'	125	34	62	268
-es	17	'tFmaxParZ'	122	31	56	263
	18	'tFmax2PX'	142	44	73	392
	19	'tFmax2PZ'	137	42	71	311
	20	'tFmaxPavX'	364	45	285	522
	21	'tFmaxPavZ'	363	43	282	525
	22	'tFmax4segX'	175	91	80	493
	23	'tFmax4segZ'	107	40	50	351
	24	'teMd'	167	32	113	257
	25	'teMg'	171	38	115	304
	26	'te2M'	180	36	128	303
	27	'tePar'	223	40	108	357
	28	'tePav'	450	46	365	616
	29	'2M_statX'	-11	4	-19	0
	30	'2M_statZ'	66	11	36	86
	31	'Md_statX'	-5	2	-9	0
	32	'Md_statZ'	34	8	12	49
[s]	33	'Mg_statX'	-6	2	-10	0
oic	34	Wg_statz	3Z	C A	17	41
с С	26	2P_SIdIA	11	4	14	10
<u></u>	37	25_Sidiz 'Par_statX'	54 6	3	14	14
Ce	38	'Par stat7'	16	5	6	28
-or	39	'Pav_statX'	5	2	0	10
- S	40	'Pav_statZ'	18	10	2	48
Le	41	'2M_maxX'	13	4	4	21
	42	'2M_maxZ'	83	18	38	125
	43	'Md_maxX'	3	3	0	17
	44	'Md_maxZ'	42	13	12	81
	45	'Mg_maxX'	2	2	0	8

Tableau 2 Paramètres descriptifs des variables issues de 92 mesures dynamométriques du départ de sprint

	46	'Mg_maxZ'	42	9	18	59
	47	'2PmaxX'	108	25	44	207
	48	'2PmaxZ'	127	19	56	162
	49	'Par_maxX'	60	21	23	133
	50	'Par_maxZ'	63	19	23	109
	51	'Pav_maxX'	93	13	53	125
	52	'Pav_maxZ'	123	11	103	150
	53	'SFR_maxX'	114	24	53	209
	54	'SFR_maxy'	11	5	1	20
	55	'SFR_maxZ'	169	16	131	218
	56	'Fx2P_teM'	94	24	37	203
	57	'Fz2P_teM'	107	23	59	161
	58	'Fxpav_tepav'	63	14	34	92
	59	'Fzpav_tepar'	77	13	52	108
	60	'Vxtem'	0,99	0,21	0,51	1,41
	61	'Vxtepar'	1,33	0,33	0,59	2,23
	62	'Vxtepav'	2,87	0,25	2,19	3,42
[s/	63	'Vytem'	0,02	0,06	-0,15	0,15
<u>E</u>	64	'Vytepar'	-0,01	0,06	-0,17	0,12
es	65	'Vytepav'	-0,06	0,17	-0,39	0,34
SSS	66	'Vztem'	0,62	0,14	0,18	0,90
/ite	67	'Vztepar'	0,60	0,13	0,17	0,84
S	68	'Vztepav'	0,34	0,18	-0,03	0,69
Ĕ	69	'NVtem'	1,18	0,19	0,66	1,52
	70	'NVtepar'	1,47	0,33	0,69	2,38
	71	'NVtepav'	2,90	0,25	2,19	3,43
	72	'VxtFmax2P'	0,61	0,22	0,14	1,32
	73	'Oxtem'	0,05	0,03	0,00	0,14
	74	'Oxtepar'	0,11	0,05	0,00	0,25
_	75	'Oxtepav'	0,59	0,06	0,44	0,75
Ē	76	'Oytem'	0,00	0,01	-0,03	0,02
us	77	'Oytepar'	0,00	0,01	-0,03	0,03
tio	78	'Oytepav'	-0,01	0,03	-0,10	0,06
osi	79	'Oztem'	0,05	0,02	0,01	0,10
Ĕ Ű	80	'Oztepar'	0,08	0,03	0,01	0,16
Les	81	'Oztepav'	0,20	0,05	0,08	0,30
_	82	'NOCG_tem'	0,08	0,03	0,03	0,15
	83	'NOCG_tepar'	0,14	0,05	0,03	0,30
	84	'NOCG_tepav'	0,63	0,06	0,50	0,81
6	85	'teta_te2M'	32	9	9	56
qeí	86	'teta_tFmax2PX'	41	10	11	65
ي ا	87	'teta_tFmax2PZ'	43	11	9	80
gle	88	'teta_tePar'	25	6	10	41
An	89	'teta_tFmaxPavX'	14	4	7	23
ůS S	90	'teta_tFmaxPavZ'	14	4	6	22
Ľ	91	'teta_tePav'	7	4	-1	14

La confrontation simultanée des 91 variables permet de définir la matrice des corrélations exprimées dans le tableau 3. Dans le triangle inférieur de cette matrice sont exprimés les seuls éléments significatifs (p < 0.05).

Annexe 1

								Tabl	eau 3	Matri	ce des	s corré	élatior	ıs entı	e tout	es les	varia	bles p	résent	ées en	six pa	arties								
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30
1	\rightarrow	-0,2	-0,1	-0,1	0,1	0,13	-0	-0,1	0,17	0,02	0,12	0,1	-0	0,12	0,04	-0	-0	-0	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	0,17	0,3	0,1	0,14	0	-0,1	0,04	0,3
2	0	1	0,04	-0,1	-0,3	-0,4	-0,3	-0,1	-0,5	0,07	0	-0,1	-0,3	-0,1	-0,1	0,01	-0	0,02	0,1	0,01	0,01	-0,1	0,13	0,04	-0,1	-0	0,03	0,04	-0	-0,2
3	0	0		0,38	0,38	0,27	-0	0,1	0,02	0,28	-0,1	0,25	0,08	0,01	0,05	0,7	0,68	0,8	0,6	0,95	0,96	0,5	0,35	0,5	0,46	0,54	0,7	1	0,17	-0,5
4	0	0	0	0	0,06	0,30	0,09	0,13	0,12	0,28	-0,1	0,04	0,02	0,07	-0	0,20	0,21	0,32	0,21	0,33	0,37	0,33	0,00	0,20	0,48	0,4	0,23	0,38	0,1	-0,2
6	0	0	0	0	0	0,04	0,22	0.07	0,35	0,19	-0,1	0,23	0,03	-0,2 -0.1	0,09	0,43	0,43	0,43	0,17	0,4	0,39	0,21	-0	0,27	0,10	0,20	0,41	0,30	0.07	-0.3
7	Õ	Ő	Ő	Ő	Ő	0	-0,07	0.57	0.56	0.06	0.25	0.29	-0	0.14	0.05	0.18	0.14	0.07	0.17	-0	-0	0.12	0.03	0.23	0.24	0.25	-0.1	-0	0.08	0.27
8	0	0	0	0	0	0	0		0,21	0,07	0,25	0,27	0,13	0,23	0,14	0,24	0,22	0,14	0,3	0,14	0,15	0,16	-0	0,22	0,23	0,25	0,07	0,1	0,31	0,27
9	0	0	0	0	0	0	0	0	\rightarrow	0,12	0,27	0,23	0,31	0,22	0,32	0,39	0,38	0,21	0,27	0,05	0,05	0,12	0,16	0,33	0,34	0,31	0,19	0,02	-0,1	0,23
10	0	0	0	0	0	0	0	0	0	\rightarrow	0,13	0,28	0,08	-0,1	0,06	0,31	0,28	0,27	0,24	0,25	0,31	0,12	0,29	0,41	0,41	0,45	0,18	0,28	-0,3	-0,1
11	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0,19	0,29	0,52	0,47	0,14	0,08	-0,1	0,12	-0,1	-0	-0,2	-0,1	0,31	0,15	0,16	-0,1	-0,1	-0,1	0,41
12	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0		0,08	0,1	0,1	0,41	0,31	0,27	0,28	0,25	0,26	0,12	0,2	0,47	0,37	0,47	0,15	0,25	-0,1	-0
13	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,47	0,82	0,19	0,12	0,12	0,03	0,13	0,16	0,09	-0,1	0,15	0,11	0,00	0,03	0,08	-0,1	0,2
15	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0 82	0	0,40	0,1	0,03	0.07	-0	-0	0,02	-0.1	-0.3	0,31	0,10	0,17	-0,1	0.05	-0.1	0,42
16	õ	Ő	Ő	Ő	Ő	Õ	Õ	Ő	Ő	õ	õ	Ő	0	õ	0	3,21 \	0.89	0.71	0.7	0.71	0.7	0.24	0.43	0.56	0.55	0.58	0.8	0.7	-0	-0.3
17	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,89		0,73	0,75	0,7	0,67	0,29	0,51	0,53	0,5	0,53	0,83	0,68	0,01	-0,3
18	0	0	0,8	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,71	0,73	\searrow	0,64	0,78	0,75	0,48	0,42	0,54	0,47	0,55	0,71	0,8	0,1	-0,5
19	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,7	0,75	0	\rightarrow	0,54	0,53	0,48	0,54	0,58	0,66	0,69	0,6	0,6	0,2	-0,1
20	0	0	0,95	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,71	0,7	0,78	0	1	0,97	0,43	0,32	0,43	0,37	0,43	0,74	0,95	0,11	-0,6
21	0	0	0,96	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,7	0	0,75	0	0,97	1	0,45	0,32	0,48	0,41	0,49	0,69	0,96	0,1	-0,5
22	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,39	0,39	0,40	0,54	0,13	0,5	-0	-0,1
24	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	V,0	0,-0	0,30	0.36	0,55	-0 -0	0.1
25	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	0	3,00	0.93	0.31	0.46	0.05	0.05
26	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,83	0,93		0,34	0,54	0,04	0,02
27	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,8	0,83	0,71	0	0,74	0	0	0	0	0	0	\searrow	0,7	0,02	-0,6
28	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,8	0	0,95	0,96	0	0	0	0	0	0	\checkmark	0,17	-0,5
29	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0,17
30	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1
31	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,93	0
33	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0.93	0,31
34	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	0	0,76
35	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	-0,9	0
36	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	-1
37	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	-0,7	0
38	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
39	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
40 11	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	-0,9
42	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	-0,9 0	0 88 0
43	õ	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,00
44	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	Õ	0,72
45	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

2 ^{ème} partie	e de l	a ma	trice	des c	corré	latio	ns																							
2ème partie 46 47 48 49 50 51 52 53 54 55 56 57 58 59	<i>e de l</i> 1 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	a ma 2 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	trice 3 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	<i>des d</i> 4 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	5 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	lation 6 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	<u>25</u> 7 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	8 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	9 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	10 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	11 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	12 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	13 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	14 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	15 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	16 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	17 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	18 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	19 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	20 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	21 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	22 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	23 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	24 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	25 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	26 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	27 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	28 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	29 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	30 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0
60 61 62 63 64 65 66 67 68 69 70 71 72																														
73 74 75 76 77 78 79 80 81 82 83 84 85 86	0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0		0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	
87 88 89 90 91	0 0 0 0	0 0 0 0	0 0 0 0	0 0 0 0	0 0 0 0	0 0 0 0	0 0 0 0	0 0 0 0	0 0 0 0	0 0 0 0	0 0 0 0	0 0 0 0	0 0 0 0	0 0 0 0	0 0 0 0	0 0 0 0	0 0 0 0	0 0 0 0	0 0 0 0	0 0 0 0	0 0 0 0	0 0 0 0	0 0 0 0	0 0 0 0	0 0 0 0	0 0 0 0	0 0 0 0	0 0 0 0	0 0 0 0	0 0 0 0

	31	32	33	34	35	36	37	38	39	40	41	42	43	44	45	46	47	48	49	50	51	52	53	54	55	56	57	58	59	60
1	0,13	0,37	-0,1	0,09	0,03	-0,3	0,1	-0,2	-0,1	-0,2	-0,1	0,18	0,46	0,26	0,06	-0	0,29	-0	0,32	0,1	0,1	-0,3	0,38	-0,3	0,17	0,22	-0	0,2	0,11	0,36
2	-0,1	-0,2	0,05	-0,1	-0,1	0,15	-0,2	0,19	0,15	0,07	0,06	-0,1	-0,1	-0,1	-0,2	-0,1	-0,1	0,07	-0,1	0,01	-0,1	0,16	-0,1	-0	-0,3	-0,1	0,13	-0,1	0,19	-0,2
3	0,14	-0,5	0,17	-0,4	-0,2	0,54	-0,4	-0	0,22	0,59	-0,1	-0,4	-0,1	-0,3	0,04	-0,3	-0,5	0,1	-0,3	-0,1	-0,6	-0,1	-0,6	-0,2	-0,1	-0,4	0,11	-0,6	-0,3	-0,5
4	0,08	-0,2	0,1	-0,1	-0,1	0,21	-0,1	-0	-0	0,22	-0,1	-0,3	-0,3	-0,5	0,15	0	-0,5	-0,2	-0,4	-0,2	-0,3	-0,2	-0,4	0,1	-0,2	-0,4	-0,1	-0,2	-0,1	-0,1
5	-0	-0,3	-0,1	-0,5	0,09	0,44	-0,1	0,03	0,31	0,46	-0,1	-0,4	0,19	-0,1	-0,2	-0,6	-0	0,22	0,01	0,06	-0,2	-0,2	-0,1	-0,2	0,03	0,03	0,12	-0,2	-0,1	0,1
6	0,12	-0,2	-0	-0,3	0,03	0,27	0	-0,1	0,06	0,34	-0,2	-0,3	-0	-0,2	0,01	-0,3	-0,2	0,02	-0,1	-0,1	-0,2	-0,3	-0,2	-0,1	0,1	-0,2	-0,1	-0,2	-0,3	0,09
7	0,21	0,29	-0,1	0,13	0,04	-0,3	0,21	-0,1	-0,3	-0,2	-0,2	0,26	0,24	0,36	-0,1	0,01	0,01	-0,3	-0,1	-0,2	0,31	-0,1	0,07	0,2	0,08	0,03	-0,3	0,2	-0,2	0,19
8	0,36	0,24	0,22	0,2	-0,2	-0,3	-0,1	-0,2	-0,3	-0,2	-0,3	0,36	0	0,33	-0,1	0,23	-0,1	-0,2	-0	-0,2	0,11	0,06	-0,1	0,2	0,04	-0	-0,2	-0	-0,2	-0,1
9	0,01	0,27	-0,3	0,07	0,3	-0,2	0,36	0,03	-0	-0,3	0,07	0,27	0,42	0,33	-0,1	0,07	0,18	-0,2	0,05	-0,1	0,28	-0,2	0,24	0,11	0,13	0,19	-0,2	0,25	-0,2	0,26
10	-0,2	-0,1	-0,2	-0,2	0,23	0,12	0,14	0,1	0,21	0,08	0,21	-0,1	-0	-0	-0,1	-0,1	-0,1	-0	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	0,05	0,08	-0,2	-0,1	-0	-0,1	0,08
11	-0	0,42	-0,2	0,24	0,21	-0,4	0,31	-0	-0,1	-0,4	0,27	0,6	0,43	0,58	-0,1	0,3	0,27	-0,2	0,13	-0,1	0,35	0,02	0,35	-0	0,32	0,24	-0,2	0,27	-0,2	0,11
12	0,03	0,12	-0,2	-0,2	0,23	-0	0,16	0,01	0,17	-0	0,07	0,08	0,18	0,25	-0,3	-0,2	-0,1	-0,2	-0,2	-0,2	-0	-0,3	-0,1	0,1	0,06	-0,2	-0,3	-0	-0,3	0,24
13	0,02	0,22	-0,1	0,09	0,15	-0,2	0,15	-0,1	0,04	-0,2	0,2	0,4	0,18	0,26	0,08	0,4	0,13	-0,1	0	-0,1	0,13	0,03	0,15	0,15	0,33	0,12	-0,2	0,04	-0,3	-0,1
14	0,25	0,41	0,06	0,29	-0,1	-0,4	-0	-0,2	-0,2	-0,4	0,09	0,52	0,34	0,38	0,17	0,44	0,02	-0,4	-0,1	-0,3	0,24	-0	0,13	0,12	0,21	0,06	-0,3	0,18	-0,1	-0
15	0,02	0,29	-0,2	0,13	0,14	-0,3	0,19	-0,2	-0	-0,2	0,22	0,5	0,3	0,41	-0	0,36	0,17	-0,2	0,02	-0,2	0,18	-0	0,21	0,06	0,39	0,18	-0,2	0,09	-0,3	-0,1
10	0,04	-0,3	-0,1	-0,2	0,03	0,32	-0,1	0,03	0,26	0,33	0,03	-0,1	0,14	-0	-0,1	-0,1	-0	0,16	0,02	0,06	-0,3	-0,1	-0,1	-0,1	-0	0,08	0,16	-0,3	-0,3	-0,2
17	-0	-0,3	0,02	-0,2	-0	0,33	-0,2	-0	0,20	0,35	0,01	-0,1	0,00	-0,1	-0,1	-0,2	0	0,20	0,07	0,14	-0,3	-0,1	-0,1	-0,2	-0,1	0,11	0,20	-0,3	-0,2	-0,3
10	0,1	-0,4	0,00	-0,4	-0,1	0,47	-0,2	0,01	0,19	0,49	-0,1	-0,3	0,01	-0,2	-0,1	-0,3	-0,3	0,13	-0,1	0,03	-0,5	-0,2	-0,3	-0,1	-0,2	-0,2	0,1	-0,4	-0,3	-0,3
20	0,2	-0,1	0,17	0,03	-0,2	0,09	-0,2	0 02	-0	0,1	-0,1	0,01	0,04	-0	0,03	0,05	-0,2	-0	-0,1	-0,1	-0,3	-0,1	-0,2	0,00	-0,3	-0,1	0,02	-0,2	0 1	-0,1
20	0,09	-0,5	0,12	-0,4	-0,1	0,57	-0,3	0,02	0,25	0,0	-0	-0,4	-0,1	-0,3	-0	-0,3	-0,4	0,22	-0,2	-0 1	-0,5	-0	-0,5	-0,1	-0,1	-0,2	0,19	-0,7	-0,4	-0,5
21	0,09	-0,5	0,1	-0,4	-0,1	0,55	-0,3	0,01	0,23	0,50	-0	-0,4	-0,1	-0,3	-0	-0,3	-0,4	0,13	-0,3	-0,1	-0,5	-0	-0,5	-0,1	-0	-0,3	0,13	-0,0	-0,4	-0,5
22	-0.1	-0,1	-0	-0,1	-0,3	0,11	-0,3	-0,1	-0,1	0,10	-0,3	-0,2 -0.1	-0,1 0.10	-0,2 -0	-0	-0,1	-0,5	-0,3	-0,5	-0,4 0.09	-0,2 -0.1	0,1	-0,5	-0.1	-0,4	-0,4	-0,2 0	0.07	0,08	0,1
24	0.05	0,1	-0.1	-0.1	0.05	-0.1	0.06	0,17	0,10	-0.1	0,04	0.16	0,13	0.28	-0	-0.1	-0.2	-0.3	-0.2	-0.2	0,1	-0.1	-0.1	-0.1	0.05	-0.2	-04	0,07	-0 1	0,14
25	0,03	0,21	-0,1	0,1	-0	-0,1	-0	-0	-0	-0,1	0,13	0,10	0,44	-0.1	0 14	0,1	-0,2	-0,3	-0,2	-0,2	-0.1	-0.4	-0.2	0,1	-0.1	-0,2	-0,4	0,12	-0,1	0,22
26	0.11	0.05	-0	-0	-0	-0	-0	0 01	-0	-0	0 02	0.01	0.19	0.05	0.07	-0	-0.4	-0.3	-0.4	-0.3	-0.1	-03	-0.3	0.1	-0.1	-0.4	-0.4	0.04	-0.1	0,0
27	0	-0.5	0.04	-0.4	-0	0.56	-0.2	0.14	0.34	0.53	0.01	-0.4	-0	-0.3	-0	-0.3	0.02	0.48	0.28	0.43	-0.5	-0	-0.1	-0.3	-0	0.17	0.48	-0.6	-0.3	-0.3
28	0.14	-0.5	0.17	-0.4	-0.2	0.54	-0.4	-0	0.22	0.59	-0.1	-0.4	-0.1	-0.3	0.04	-0.3	-0.5	0.1	-0.3	-0.1	-0.6	-0.1	-0.6	-0.2	-0.1	-0.4	0.11	-0.6	-0.3	-0.5
29	0.93	0.03	0.93	0.32	-0.9	-0.2	-0.7	-0.6	-0.5	0.08	-0.9	0.06	-0.2	-0.1	0.4	0.23	-0.3	-0.2	-0.1	-0.2	-0.2	0.01	-0.3	-0.1	-0.2	-0.2	-0	-0.3	0.04	-0.2
30	0.26	0.91	0.05	0.76	-0.1	-1	0.27	-0.4	-0.6	-0.9	-0.1	0.88	0.4	0.72	0.13	0.67	0.29	-0.5	0.06	-0.3	0.7	0.07	0.44	0.16	0.22	0.18	-0.5	0.65	0.11	0.35
31		0,14	0,73	0,36	-0,8	-0,3	-0,5	-0,5	-0,6	-0	-0,8	0,18	0.03	0.08	0,3	0,24	-0,2	-0,4	-0,1	-0,2	-0,1	-0,1	-0,2	-0	-0,1	-0,2	-0,2	-0.2	-0,1	-0
32	0		-0,1	0,43	0,07	-0,9	0,38	-0,3	-0,5	-0,8	0,01	0,82	0,53	0,82	-0	0,4	0,28	-0,5	0,03	-0,3	0,72	0,02	0,45	0,1	0,24	0,18	-0,5	0,68	0,06	0,4
33	0,73	0	\searrow	0,24	-0,9	-0	-0,8	-0,5	-0,5	0,17	-0,8	-0,1	-0,3	-0,2	0,44	0,18	-0,3	-0,1	-0,1	-0,1	-0,3	0,08	-0,4	-0,2	-0,3	-0,3	0,08	-0,4	0,16	-0,3
34	0	0	0	\searrow	-0,3	-0,8	-0	-0,3	-0,6	-0,6	-0,2	0,65	0,05	0,28	0,31	0,83	0,19	-0,3	0,08	-0,2	0,41	0,13	0,25	0,2	0,1	0,12	-0,2	0,36	0,15	0,14
35	-0,8	0	-0,9	0	\rightarrow	0,08	0,85	0,55	0,47	-0,2	0,78	0,05	0,21	0,18	-0,4	-0,2	0,39	0,19	0,22	0,22	0,24	-0,1	0,38	0,17	0,29	0,3	-0	0,28	-0,2	0,34
36	0	-0,9	0	-0,8	0	\searrow	0,3	0,35	0,61	0,9	0,09	-0,9	-0,4	-0,7	-0,1	-0,7	-0,3	0,51	-0	0,31	-0,7	-0,1	-0,4	-0,2	-0,2	-0,2	0,46	-0,7	-0,1	-0,4
37	0	0	-0,8	0	0,85	0	\searrow	0,5	-0,1	-0,5	0,62	0,33	0,27	0,38	-0,3	0,09	0,38	-0	0,19	0,11	0,44	-0	0,44	0,29	0,32	0,27	-0,2	0,42	-0,2	0,4
38	0	0	0	0	0	0	0	\rightarrow	0,19	-0,1	0,5	-0,3	-0,1	-0,2	-0,1	-0,2	0,06	0,31	0,12	0,41	-0,1	0,24	0,02	0,2	-0,1	-0	0,13	-0,1	0	0,12
39	0	0	0	0	0	0	0	0		0,56	0,44	-0,5	-0,1	-0,3	-0,4	-0,5	0,09	0,42	0,1	0,24	-0,3	-0,1	-0	-0,2	0,02	0,11	0,31	-0,2	0	-0
40	0	-0,8	0	0	0	0,9	0	0	0	\rightarrow	0,1	-0,8	-0,4	-0,7	-0,1	-0,6	-0,3	0,39	-0,1	0,13	-0,7	-0,2	-0,5	-0,3	-0,2	-0,2	0,43	-0,7	-0,1	-0,4
41	-0,8	0	-0,8	0	0,78	0	0	0	0	0	\rightarrow	0,1	0,23	0,12	-0,2	-0	0,28	0,18	0,09	0,17	0,2	0,08	0,29	0,15	0,27	0,2	-0	0,28	-0,1	0,09
42	0	0,82	0	0	0	-0,9	0	0	0	-0,8	0	\rightarrow	0,49	0,85	0,03	0,69	0,45	-0,3	0,19	-0,2	0,67	0,14	0,55	0,17	0,41	0,36	-0,4	0,55	-0,1	0,2
43	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	\rightarrow	0,66	-0,1	-0	0,33	-0,2	0,17	-0,1	0,43	-0,1	0,48	-0,1	0,32	0,32	-0,2	0,44	-0,1	0,31
44	0	0,82	0	0	0	-0,7	0	0	0	0	0	0,85	0	\rightarrow	-0,3	0,22	0,48	-0,2	0,24	-0,1	0,66	0,11	0,58	0,04	0,39	0,41	-0,3	0,55	-0	0,3
45	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	\rightarrow	0,41	-0,2	-0,1	-0,1	0,01	-0,1	0,05	-0,1	-0,1	0,08	-0,2	-0,2	-0,1	-0	0,05

Annexe	1

	31	32	33	34	35	36	37	38	39	40	41	42	43	44	45	46	47	48	49	50	51	52	53	54	55	56	57	58	59	60
46	0	0	0	0,83	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	\rightarrow	0,14	-0,3	-0	-0,2	0,35	0,13	0,19	0,32	0,2	0,07	-0,3	0,28	-0	-0
47	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0		0,46	0,83	0,56	0,46	0,08	0,95	-0,1	0,37	0,88	0,31	0,37	0,03	0,25
48	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0,58	0,75	-0,3	0,14	0,27	-0,4	0,25	0,45	0,76	-0,4	0,02	-0,3
49 50	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,83	0 75	0.84	0,84	0,16	0,13	0,78	-0,3	0,31	0,81	0,51	-03	-0 -0 1	0,16
51	0	0 72	0	0	0	-0.7	0	0	0	-0.7	0	0	0	0	0	0	0	0,75	0,84	0	-0,1	0,20	0,47	-0,3	0,21	0,55	-0.4	-0,3 0.8	-0,1	-0
52	0	0	0	0	Ő	0	0	0	Ő	0,7	0	0	Ő	0 0	Ő	0	Ő	Ő	0	0	0	-0,00	0,04	0.05	0.09	0,11	0,13	0,01	0.01	-0,3
53	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,95	0	0,78	0	0	0		-0,1	0,37	0,87	0,2	0,52	0,05	0,37
54	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0		-0,1	-0,2	-0,3	0,17	-0,1	0,1
55	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	\rightarrow	0,32	-0,1	0,03	-0,5	0,16
56	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,88	0	0,81	0	0	0	0,87	0	0		0,55	0,23	-0,1	0,05
57	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,76	0	0	0	0	0	0	0	0		-0,4	0,14	-0,4
50 50	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,8	0	0	0	0	0	0	~	0,35	0,55
60	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,07
61	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0.7	0	0.85	0.77	0	0	0	0	0	0.76	0	0	0	0
62	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,76	0	0,73	0	0	0	0	0	0	0
63	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
64	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
65	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
66	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
67	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
69	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0 91
70	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0.83	0.77	0	0	0	0	0	0.75	0	0	0	0,51
71	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,75	0	0,74	0	0	0	0	0	0	0
72	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
73	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,82
74	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
75	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
76 77	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
78	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
79	0	0	Ő	0	õ	õ	0	0	õ	0	0	0	õ	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	õ	0	0	0	0	0	Ő
80	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
81	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
82	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,72
83	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
84	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
85	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
00 87	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
88	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
89	õ	õ	õ	0	õ	õ	0	0	õ	0	õ	õ	õ	õ	õ	Ő	õ	õ	0	õ	0	õ	0	õ	õ	õ	0	õ	õ	õ
90	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
91	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

1 0,22 0,34 -0,2 0,2 0,06 0,11 -0,1 0,36 0,22 0,33 0,08 0,31 0,19 0,28 -0,3 -0,03 -0,1 -0,0 0,26 0,12 0,25 0,2 -0,1 -0,2 -0,2 0,1 -0,2 -0,1 -0,2 -0,2 -0,3 0,24 -0,2 -0,1 -0,2 -0,1 -0,2 -0,2 -0,3 0,04 -0 -0,1 -0,0 -0,1 -0,2 -0,1 -0,2 -0,1 -0,2 -0,2 -0,3 0,4 -0,0 -0,2 -0,2 -0,3 0,4 -0,0 -0,1 -0,2 -0,1 -0,2 -0,1 -0,2 -0,1 -0,1 -0,2 -0,1 -0,2 -0,1 -0,2 -0,1 -0,1 -0,1 -0,2 -0,1 -0,1 -0,2 -0,1 -0,1 -0,1 -0,2 -0,1 -0,1 -0,1 -0,2 -0,1 -0,1 -0,1 -0,1 -0,1 -0,1 <th>90 91</th>	90 91
2 -0.1 -0.2 0.25 0.11 -0.2 -0.1 -0.2 -0.1 -0.2 -0.2 -0.1 -0.2 -0.3 0.22 -0.3 0.22 -0.1 -0.2 -0.2 -0.3 0.04 -0 -0.1 -0 0.1 -0.2 -0.3 0.04 -0.3 0.04 -0.3 0.04 -0.3 0.04 -0.3 0.01 -0.2 0.20 0.21 0.25 0.37 0.34 0.03 0.15 0.27 0.49 0.07 0.26 0.31 0.01 -0.2 0.1 -0.2 0.1 -0.2 0.1 0.25 0.37 0.34 0.30 0.41 0.07 0.15 0.1 0.22 0.21 0.08 -0 -0.1 0.15 0.1 -0.2 0.11 0.1 0.22 0.11 0.11 0.11 0.11 0.11 0.11 0.11 0.11 0.11 0.11 0.11 0.11 0.11 0.11 0.11 0.11 0.11 <	-0 -0,1
3 -0.2 -0.5 0.23 0.2 -0.2 0.19 0.16 -0.2 -0.3 -0.1 -0.5 0.24 -0.2 0.10 0.2 0.29 0.29 0.1 0.25 0.37 0.34 0.03 0.15 0.27 0.49 0.07 0.26 0.31 0.01 4 -0.3 -0.4 0.05 0.1 -0.2 0.1 -0.3 -0.4 -0 0.11 -0.1 -0.2 0.11 -0.2 0.01 0.22 0.1 0.03 0 -0.2 0.16 0.3 0.45 0.1 -0.2 0.01 0.4 0	0,17 0,14
4 -0,3 -0,4 0,05 0,1 0,23 -0,1 -0,1 -0,2 -0,1 <td< th=""><th>0,03 -0,1</th></td<>	0,03 -0,1
5 0.26 0.15 -0 -0.1 -0.2 0.27 0.25 0 0.18 0.28 0.14 0.44 0.16 0.37 0.51 0.03 0 -0.2 0.16 0.33 0.26 0.18 0.38 0.52 0.09 -0.2 0 -0 -0 6 0.06 -0 -0.1 -0.1 0.13 0.16 0.11 -0.2 0.14 0.07 -0.1 0.35 0.33 0.28 0.33 -0.2 -0.2 0.01 0.24 0.2 0.07 0.29 0.26 0.31 0.03 -0.1 -0.1 0.03 -0.1 -0.2 0.03 0.1 -0.3 -0.4 -0 0.11 -0.2 0.03 -0.1 -0.1 -0.1 -0.1 -0.1 -0.1 -0.1 -0.1 -0.1 -0.1 -0.2 -0.3 0.31 -0.1 -0.1 -0.1 -0.2 0.01 -0.1 -0.1 -0.1 -0.1 -0.1 -0.1 -0.1 -0.1 -0.1 -0.1 -0.1 -0.2 0.11 -0.1 -0.	-0,1 -0,2
6 0.06 -0 -0.1 -0.1 0.13 0.16 0.11 -0.2 0.14 0.07 -0.1 0.35 0.3 0.28 0.33 -0.2 0.01 0.24 0.2 0.07 0.29 0.26 0.31 0.03 -0.1 0.09 0.06 -0.2 7 -0.1 0.14 -0.3 -0.2 0.11 -0.2 -0.3 0.11 -0.1 0.12 -0 0.33 -0 0.01 -0.3 -0.4 -0 0.1 -0.2 -0.3 0.11 -0.1 -0.1 -0.3 -0.1 -0.1 -0.1 -0.1 -0.1 -0.1 -0.1 -0.1 -0.1 -0.1 -0.3 -0.1 -0.1 -0.1 -0.3 -0.1 -0.1 -0.1 -0.3 -0.1	-0 -0
$ \begin{array}{cccccccccccccccccccccccccccccccccccc$	-0,2 -0,2
8 -0,2 -0,2 -0,1 -0 -0,1 -0,1 -0,1 -0,1 -0,2 -0,1 -0,1 -0,1 -0,1 -0,1 -0,1 -0,1 -0,1 -0,1 -0,2 0,01 0,11 0,02 0,01 0,11 0,02 0,01 0,11 0,02 0,06 -0,1 -0,2 0,01 0,11 0,02 0,01 0,11 -0,2 0,01 0,11 0,02 -0,1 -0,1 -0,2 0,11 -0,2 0,01 0,11 -0,2 -0,3 -0,3 -0 0,19 0,02 -0,1 0,34 0,15 0,14 -0,2 -0 -0,2 -0,3 10 -0,2 -0,1 -0,1 0,1 -0,1 -0,1 -0,1 -0,1 -0,1 0,01 0,14 0,02 0,09 0,16 0,18 -0 11 -0 0,21 -0,2 -0,2 -0,1 0,1 -0,1 0,1 -0,1 0,11 0,11 -0,1 -0,1 0,11 0,11 -0,1 0,21 0,01 0,01 0,01 <	-0,3 -0,3
$ \begin{array}{cccccccccccccccccccccccccccccccccccc$	-0,2 -0,2
$ \begin{array}{cccccccccccccccccccccccccccccccccccc$	-0,3 -0,3
$\begin{array}{cccccccccccccccccccccccccccccccccccc$	-0 -0,1
13 -0 0,07 0,06 -0 -0,1 0,31 0,21 0,01 0,04 0 0,07 0,04 -0 -0 0,02 0,03 0,08 -0 0,42 0,22 0,16 0,1 0,03 0,05 0,25 0,39 0,36 0,25 -0 14 -0,2 0,09 0,03 0,01 0,03 0,03 0 -0,1 0 -0,1 0,09 -0,3 -0 -0,2 -0,1 0,01 0,01 0,05 0,18 -0,1 -0 0,07 -0,2 -0,1 0,01 0,34 0,19 0,15 -0 15 -0,1 0,1 -0 -0,1 -0,1 0,37 0,25 -0 0,01 -0 0,1 -0,1 -0,2 -0,1 -0 -0 0,01 -0,1 0,42 0,21 0,19 0,01 -0 0,03 0,32 0,52 0,49 0,33 -0	-03 -04
14 -0,2 0,09 0,03 0,01 0,03 0,03 0 -0,1 0,09 -0,3 -0 -0,2 -0,1 0,01 0,05 0,18 -0,1 -0 0,01 0,34 0,19 0,15 -0 15 -0,1 0,1 -0 0,1 -0 0,1 -0 1 -0,1 -0,2 -0,1 0,01 0,05 0,18 -0,1 -0 0,01 0,34 0,19 0,15 -0 15 -0,1 0,1 -0 0,1 -0 0,1 -0 1 -0 -0 0,01 -0 1 0,15 -0 15 -0,1 0,1 -0 0,1 -0,1 -0,2 -0,1 -0 0,01 -0 0,03 0,32 0,52 0,49 0,33 -0	-0.1 0.01
15 -0,1 0,1 -0 -0,1 -0,1 0,37 0,25 -0 0,01 -0 0,1 -0,1 -0,2 -0,1 -0 -0 0,01 -0,1 0,42 0,21 0,19 0,01 -0 0,03 0,32 0,52 0,49 0,33 -0	-0 -0.1
	-0 -0
16 0,19 -0,1 0,15 0,06 -0,2 0,23 0,19 -0,1 -0,1 0,2 -0,1 0,35 -0 0,28 0,24 0,16 0,16 -0,1 0,17 0,39 0,22 0,1 0,36 0,27 0,29 -0 0,06 -0 -0	-0 -0,1
17 0,21 -0,2 0,12 0,03 -0,3 0,19 0,17 -0,1 -0,1 0,22 -0,2 0,34 -0,1 0,26 0,16 0,18 0,15 -0,2 0,05 0,35 0,21 0 0,34 0,2 0,31 -0,1 -0 -0,1 0,04	0,06 -0
18 0,01 -0,3 0,18 0,17 -0,1 0,16 0,1 -0,2 -0,2 0,03 -0,4 0,61 -0 0,17 0,16 0,16 0,17 -0,1 0,22 0,32 0,2 0,13 0,25 0,19 0,32 -0,3 0,04 0,1 -0	-0 -0,2
19 -0,1 -0,3 0,16 0,17 -0,1 -0,1 -0,1 -0,1 -0,1 -0,1 -0,3 0,17 0,07 -0 -0,1 0,18 0,12 -0 0,08 0,03 -0 0,16 0,03 -0,1 -0 -0,2 -0,4 -0,1 0,03	0,05 -0,1
20 -0,1 -0,4 0,2 0,16 -0,2 0,26 0,21 -0,1 -0,3 -0 -0,4 0,34 -0,2 0,14 0,28 0,23 0,25 -0,1 0,19 0,46 0,35 -0 0,28 0,35 0,54 0,04 0,27 0,23 -0,1	-0 -0,1
21 -0,1 -0,4 0,21 0,18 -0,1 0,28 0,22 -0,1 -0,3 -0,1 -0,4 0,24 -0,2 0,06 0,23 0,24 0,26 -0 0,25 0,42 0,36 0,03 0,21 0,3 0,54 0,13 0,34 0,33 -0	-0 -0,1
22 -0,4 -0,3 0,05 0,06 0,03 -0,3 -0,3 -0,3 -0,2 -0,5 -0,3 0,06 0,19 -0,2 -0,1 0,09 0,07 0,03 0,13 -0,2 -0,2 0,24 -0,2 -0,1 -0,2 -0,2 0,16 -0,1	-0,1 -0,3
	0,1 0,03
24 -0,2 -0 -0,1 -0 0 0,08 -0 -0,2 0,26 -0,2 -0 -0 0,29 -0,2 -0 -0,1 -0,1 -0,1 0,33 -0,1 -0,1 0,44 -0,2 -0 -0,1 0,05 0,09 0,16 -0 25 0.2 0.2 0.2 0.2 0.2 0.2 0.2 0.2 0.2 0.2	-0,1 -0,2
$\begin{array}{cccccccccccccccccccccccccccccccccccc$	-0,1 -0,3
20 -0,5 -0,2 0,03 0,11 0,13 -0,1 -0,2 -0,3 0,29 -0,3 -0,2 -0 0,40 -0,2 -0,1 -0 -0 0,09 0,06 -0,2 -0,2 0,0 -0,2 -0,2 -0,2 -0,1 -0,1 0,17 -0,1 0,17 -0,1 0,18 -0.2 0,2 -0,2 0,0 -0,2 -0,2 -0,2 -0,2 -0,1 0,17 -0,1 0,17 -0,1 0,18 -0,2 0,2 -0,2 -0,2 -0,2 -0,2 -0,2 -0,2	0.22 0.16
28 -0.2 -0.5 0.23 0.2 -0.2 0.19 0.16 -0.2 -0.3 -0.1 -0.5 0.24 -0.2 0.01 0.2 0.29 0.29 -0.1 0.25 0.37 0.34 0.03 0.15 0.27 0.49 0.07 0.26 0.31 0.01	0.03 -0.1
29 -0.2 -0.3 0.08 0 -0.3 -0.3 -0.2 -0.3 -0.2 -0.3 0.02 0.1 -0 -0 0.14 0.07 -0.2 0.03 -0 -0.1 0.09 -0 -0 -0 -0.1 -0.2 -0 -0	-0 -0.1
30 -0,2 0,38 -0,4 -0,3 0,19 -0,2 -0,3 -0,1 0,25 -0,2 0,37 -0,5 0,26 -0,4 -0,3 -0,4 -0,5 -0,1 0,07 -0,5 -0,4 0,23 -0,5 -0,3 -0,4 0,24 -0,1 -0 -0,1	-0,2 -0,1
31 -0,1 -0,1 0,06 0,02 -0,2 -0,2 -0,2 -0,3 -0,1 -0,2 -0,1 0,08 0,28 0,06 0,11 0,03 -0 -0,2 0,12 -0 -0,1 0,27 0,03 0,07 -0,1 -0,1 -0,2 -0,1 -0,2	-0,2 -0,3
32 -0,2 0,43 -0,4 -0,4 0,2 -0,2 -0,3 -0,2 0,31 -0,2 0,42 -0,4 0,29 -0,4 -0,2 -0,4 -0,5 -0,1 0,07 -0,5 -0,4 0,27 -0,4 -0,3 -0,4 0,19 -0 -0 -0,2	-0,3 -0,2
33 -0,2 -0,4 0,08 -0 -0,4 -0,3 -0,2 -0 -0,4 -0,2 -0,4 -0 -0,1 -0,1 -0,2 0,22 0,15 -0,3 -0,1 -0 -0 -0,1 -0,1 -0,2 0,05 -0,1 -0,2 -0 0,11 -0,2 -0 0,11 -0,2 -0 0,11 -0,2 -0 0,11 -0,2 -0 0,11 -0,2 -0 -0,1 -0,2 -0,2 -0 -0,1 -0,2 -0,2 -0 -0,1 -0,2 -0,2 -0 -0,1 -0,2 -0,2 -0 -0,1 -0,2 -0,2 -0 -0,1 -0,2 -0,2 -0 -0,1 -0,2 -0,2 -0 -0,1 -0,2 -0,2 -0 -0,1 -0,2 -0,2 -0 -0,1 -0,2 -0,2 -0 -0,1 -0,2 -0,2 -0 -0,1 -0,2 -0,2 -0 -0,1 -0,2 -0,2 -0 -0,1 -0,2 -0,2 -0 -0,1 -0,2 -0,2 -0 -0,1 -0,2 -0,2 -0 -0,1 -0,2 -0,2 -0,2 -0,2 -0,2 -0,2 -0,2 -0,2	0,12 0,02
34 -0,2 0,15 -0,2 -0,2 0,11 -0,1 -0,2 0,04 0,07 -0,2 0,16 -0,4 0,1 -0,3 -0,3 -0,2 -0,3 -0 0,05 -0,3 -0,2 0,1 -0,3 -0,3 -0,2 0,23 -0,1 -0,1 0,06	0,04 0,04
35 0,27 0,33 -0,1 -0 0,34 0,26 0,2 -0 0,41 0,28 0,32 0,13 0,15 0,19 0,16 -0,2 -0,2 0,25 0,01 0,04 -0 0,11 0,15 0,13 -0,1 0,03 0,13 -0,1 -0,2	-0,2 -0
36 0,22 -0,4 0,38 0,34 -0,2 0,19 0,29 0,12 -0,3 0,25 -0,4 0,47 -0,3 0,39 0,28 0,42 0,48 0,06 -0,1 0,49 0,41 -0,2 0,47 0,35 0,39 -0,2 0,06 0,04 0,15	0,18 0,15
37 0,13 0,36 -0,3 -0,1 0,42 0,15 0,02 -0,1 0,43 0,13 0,34 -0 0,25 0,05 0,01 -0,4 -0,4 0,23 0,04 -0,1 -0,2 0,21 -0 -0,1 -0,2 0,09 0,1 -0,1 -0,3	-0,3 -0,1
38 0,18 -0,1 0,24 0,33 0,13 0,09 0,1 0,26 0,16 0,18 -0 0,09 -0 0,15 -0,1 0,17 0,24 0,3 -0,1 0,07 -0 0,15 -0,1 -0,1 -0,1 -0,1 0,16 0,18 -0 0,19 -0,1 -0,1 0,16 0,18 -0 0,19 -0,1 -0,1 -0,1 0,16 0,18 -0 0,18	0,16 0,27
39 0.3 0.03 0.24 0.15 -0.1 0.25 0.35 0.13 0.06 0.33 0.04 0.26 -0.1 0.28 0.3 0.25 0.3 0.09 -0 0.3 0.28 -0.1 0.31 0.33 0.2 -0.1 0.08 -0 0.11	0,12 0,12
40 0,15 -0,4 0,29 0,21 -0,5 0,16 0,20 0 -0,5 0,16 -0,4 0,40 -0,5 0,54 0,55 0,56 0,4 -0,1 -0 0,49 0,4 -0,2 0,45 0,59 0,42 -0,2 0,09 0,06 0,08 41 0.07 0.2 -0 0.05 0.23 0.27 0.25 0.19 0.19 0.1 0.21 -0.1 -0.1 -0.1 -0.1 -0.0 22 0.01 0.02 0.1 -0.2 -0.1 -0 0.12 0.27 0.29 0.14 0.08	0,11 0,03
42 - 0.1 0.39 -0.3 -0.3 0.03 0.05 -0.1 -0 0.2 -0.1 0.39 -0.4 0.08 -0.3 -0.2 -0.3 -0.3 -0.1 0.14 -0.2 -0.2 0.13 -0.3 -0.3 -0.3 -0.3 -0.3 -0.3 -0.3 -0.	-0.1 -0.1
$\begin{array}{cccccccccccccccccccccccccccccccccccc$	-0.1 -0.2
44 0.04 0.51 -0.3 -0.3 -0.1 0.09 -0 -0 0.31 0.03 0.51 -0.2 0.15 -0.1 -0 -0.3 -0.3 -0.2 0.09 -0.2 -0.2 0.17 -0.2 -0.1 -0.2 0.24 0.06 -0.1 -0.1	-0.2 -0.1
45 -0,1 -0,1 0,02 0,05 -0,1 0,01 -0,1 0,05 0,05 -0,1 -0,1 -0,1 0,06 -0,1 -0,1 0,09 0,05 -0,1 0,17 -0 0,01 0,11 -0,1 -0,1 -0 0,11 0,01 0,0	0,07 0,07

	61	62	63	64	65	66	67	68	69	70	71	72	73	74	75	76	77	78	79	80	81	82	83	84	85	86	87	88	89	90	91
46	-0,2	0	-0,1	-0,1	0,12	-0,1	-0,1	-0	-0	-0,2	0	-0,4	-0	-0,3	-0,4	-0,1	-0,1	0,03	0,15	-0,2	-0,2	0,03	-0,3	-0,4	-0	0,39	0,11	0,11	-0	-0	0,01
47	0,7	0,67	-0,2	-0,3	-0,1	0,24	0,23	0,27	0,31	0,68	0,68	0,15	-0,1	0,44	0,28	-0,2	-0,3	-0,2	-0,2	0,17	0,05	-0,2	0,38	0,26	-0	-0,1	-0,1	-0,5	0,03	0,04	0,19
48 70	0,62	-0	0,1	-0,1	-0,3	0,47	0,58	0,51	-0	0,67	0,03	0,31	-0,4	0,55	0,24	0,21	0,18	-0,1	-0,2	0,59	0,54	-0,4	0,62	0,35	0,49	-0,1	0,08	-0,1	0,4	0,44	0,52
49 50	0,65	0,40	-0	-0,1	-0,1	0,20	0,29	0,31	0,25	0,63	0,47	0,32	-0,1	0,69	0,37	-0,1	0.13	-0,1	-0,3	0,37	0,17	-0,2 -0.3	0,64	0,37	0,00	-0,2	-0,2 -0.1	-0,5	0.1	0,12	0,20
51	0.03	0.76	-0.4	-0.4	0.16	-0.1	-0.3	0.03	0.33	-0	0.75	-0.3	0.16	-0.2	0.01	-0.4	-0.4	-0.1	-0.1	-0.4	-0.4	0.08	-0.3	-0.1	-0.4	0.1	-0	-0.2	-0.3	-0.3	-0.1
52	0,01	0,13	0,12	0,09	-0,2	0,06	-0	0,55	-0,2	0,01	0,17	-0,2	-0,4	-0,1	-0,1	0,15	0,16	-0,1	-0,2	0,03	0,15	-0,4	-0,1	-0,1	0,22	0,17	0,16	-0,1	0,24	0,23	0,54
53	0,63	0,73	-0,3	-0,4	-0,1	0,19	0,17	0,22	0,39	0,61	0,74	0,03	0,02	0,35	0,24	-0,3	-0,3	-0,2	-0,2	0,05	-0	-0,1	0,27	0,2	-0,1	-0	-0,1	-0,4	0,01	0,01	0,13
54	-0,3	-0	0,36	0,49	0,47	-0,3	-0,4	-0,2	-0	-0,3	-0,1	-0,1	0,15	-0,2	-0,2	0,1	0,22	0,6	0,01	-0,3	-0,3	0,14	-0,3	-0,3	-0,3	-0	-0,1	-0	-0,3	-0,3	-0,2
55	0,24	0,34	-0,2	-0,2	0,05	0,68	0,51	0,14	0,43	0,3	0,35	-0,1	0,06	0,17	0,24	-0,2	-0,2	-0	0,33	0,34	0,28	0,17	0,23	0,29	0,37	0,53	0,6	0,23	-0	-0	0,12
56	0,76	0,64	-0,1	-0,3	-0,1	0,25	0,29	0,3	0,13	0,75	0,65	0,19	-0,2	0,54	0,38	-0,2	-0,2	-0,2	-0,3	0,32	0,18	-0,3	0,51	0,38	0,12	-0	-0,1	-0,4	0,08	0,09	0,23
5/	0,59	-0	0,28	0,02	-0,2	0,22	0,46	0,5	-0,3	0,62	0	0,28	-0,5	0,55	0,25	0,26	0,25	-0,1	-0,4	0,54	0,52	-0,6	0,61	0,35	0,46	-0,2	-0,1	-0,2	0,45	0,47	0,51
50 50	-0,1	0,0 -0.1	-0,4	-0,4	-0	-0,2 -0.4	-0,3	0,01	0,4 -0.1	-0,1	0,6 -0.1	-0,4	0,21 ₋0.1	-0,4	-0,2	-0,4	-0,4	-0,1	-0,1	-0,6	-0,4 -0.1	-0.2	-0,5	-0,3	-0,6	-0.2	-0,2	-0,2	-0,1	-0,1	-0,1
60	-0,2 0.17	0.49	-0.2	-0,1	0.27	-0,4 -0	-0,2 -0.1	-0.2	0.91	-0,2 0.13	0.47	-0,3	0.82	-0,3	-0,4	-0.3	-0.3	0,12	-0,3	-0,4	-0.4	-0,2 0.72	-0,4	0.03	-0.7	-0,2 -0.3	-0.4	-0.3	-0.2	-0.2	-0.2
61		0.5	0.04	-0	-0.2	0.39	0.41	0.32	0.3	0.99	0.5	0.55	-0	0.91	0.6	0.01	0.01	-0.1	-0.2	0.58	0.32	-0.1	0.87	0.61	0.14	-0.3	-0.2	-0.6	0.13	0.14	0.25
62	0		-0,3	-0,3	0,04	0,14	0,05	0,14	0,49	0,46	1	0,11	0,19	0,3	0,57	-0,3	-0,3	-0,1	-0,1	-0	-0,1	0,08	0,21	0,5	-0,3	-0,1	-0,1	-0,4	-0,2	-0,2	0
63	0	0		0,83	-0	0,01	0,03	0,1	-0,1	0,04	-0,3	0,22	-0,1	0,11	0,03	0,78	0,88	0,54	-0	0,16	0,14	-0	0,16	0,05	0,15	-0,1	-0,1	0	0,11	0,11	0,13
64	0	0	0,83		0,25	-0	-0,1	-0	-0	-0,1	-0,3	0,2	0,03	0,06	-0,1	0,65	0,77	0,72	0,09	0,09	0,03	0,09	0,09	-0,1	0,03	-0,1	-0,1	-0	0,02	0,02	0,02
65	0	0	0	0	\uparrow	-0,2	-0,3	-0,3	0,17	-0,2	0,01	-0,1	0,33	-0,1	-0,1	-0,4	-0,2	0,81	-0,1	-0,3	-0,4	0,25	-0,2	-0,2	-0,3	-0,1	-0,1	0,01	-0,3	-0,3	-0,3
66 67	0	0	0	0	0		0,87	0,41	0,37	0,5	0,17	0,21	-0,1	0,34	0,35	0,13	0,11	-0,1	0,6	0,77	0,77	0,11	0,52	0,51	0,72	0,53	0,66	0,36	0,35	0,36	0,41
69	0	0	0	0	0	0,87	1	0,54	0,2	0,55	0,09	0,15	-0,3	0,36	0,29	0,13	0,1	-0,2	0,45	0,78	0,87	-0,1	0,54	0,48	0,72	0,47	0,54	0,45	0,56	0,56	0,55
69	0	0	0	0	0	0	0	0		0,33	0,22	0,1	-0,5	0,12	0 27	-0.2	-0.2	0.08	0 42	-0	-0.1	-0, 4 0.73	0,23	0,13	-0.4	-0	-0	-0.1	-0.1	-0.1	-0.1
70	0,99	Ő	0	Ő	Ő	0	Ő	0	0	7	0,48	0,53	-0	0,22	0,6	0.03	0,03	-0,2	-0,1	0.67	0,44	-0,1	0,89	0,64	0,25	-0,2	-0,1	-0,5	0,22	0,23	0,33
71	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0		0,09	0,15	0,29	0,56	-0,3	-0,3	-0,1	-0,1	-0	-0	0,05	0,21	0,5	-0,2	-0	-0,1	-0,4	-0,1	-0,1	0,08
72	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0		0,2	0,69	0,56	0,07	0,14	0,03	0,03	0,45	0,14	0,14	0,66	0,53	0,13	-0,6	-0,2	-0,4	-0,2	-0,2	-0,2
73	0	0	0	0	0	0	0	0	0,71	0	0	0	\uparrow	0,15	0,21	-0,3	-0,3	0,18	0,28	-0,3	-0,5	0,91	-0	0,07	-0,6	-0,4	-0,4	-0,2	-0,5	-0,5	-0,5
74	0,91	0	0	0	0	0	0	0	0	0,9	0	0	0	\uparrow	0,69	0,01	0,05	-0	-0,1	0,64	0,3	0,02	0,96	0,69	0,16	-0,4	-0,2	-0,5	-0	-0	0,08
75	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0		~0	-0	-0,1	0,05	0,47	0,28	0,14	0,67	0,97	0,14	-0,2	0	-0,3	-0,3	-0,2	-0,1
70	0	0	0,78	0 77	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0,96	0,21	0,06	0,24	0,31	-0,2	0,11	0,04	0,28	0,04	-0	0,1	0,31	0,32	0,26
78	0	0	0,00	0,77	0.81	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,90	0	0,30	0,05	0,20 -0 1	-0.2	-0,2 0.15	-0.1	-0.1	0,20 -0.2	-0.1	0,02 -0.1	0,07	-0.2	-0.2	0,23 -0.1
79	0	0	0	0,72	0,01	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	õ	0	0	7	0.34	0.41	0.62	0.03	0.15	0.28	0.51	0.49	0.57	0.14	0.14	0.01
80	0	0	0	0	0	0,77	0,78	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0,83	-0,2	0,83	0,63	0,79	0,27	0,43	0,1	0,35	0,37	0,39
81	0	0	0	0	0	0,77	0,87	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,83	\rightarrow	-0,2	0,52	0,51	0,8	0,45	0,51	0,42	0,72	0,73	0,7
82	0	0	0	0	0	0	0	0	0,73	0	0	0	0,91	0	0	0	0	0	0	0	0	\uparrow	-0,1	0,08	-0,4	-0,1	-0,1	0,09	-0,3	-0,3	-0,4
83	0,87	0	0	0	0	0	0	0	0	0,89	0	0	0	0,96	0	0	0	0	0	0,83	0	0	\uparrow	0,72	0,41	-0,2	0,01	-0,4	0,12	0,14	0,21
84	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,97	0	0	0	0	0	0	0	0,72	1	0,33	-0,1	0,14	-0,2	-0	-0	0,05
85 96	0	0	0	0	0	0,72	0,72	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,79	0,8	0	0	0	1 \	0,54	0,71	0,47	0,39	0,4	0,44
87	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0 71	0.70	0,79	0,64	0,20	0,27	0,31
88	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,71	0,75	0	-0,00	0.32	0.31	0.19
89	0	0	0	0	õ	0	õ	0,85	0	Ő	Ő	0	0	0	Ő	0	Ő	0	0	0	0,72	0	Ő	Ő	0	Ő	0	0	1	_ 1	0,88
90	0	0	0	0	0	0	0	0,85	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,73	0	0	0	0	0	0	0	1	1	0,88
91	0	0	0	0	0	0	0	0,99	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,7	0	0	0	0	0	0	0	0.88	0.88	ì

1.1-Étude de régression linéaire

Des études de régression linéaire sont effectuées afin de rechercher une éventuelle relation de la forme y = f(x) entre deux variables (x et y). La relation recherchée entre x et y est affine (y = ax + b), elle consiste à rechercher une droite qui s'ajuste le mieux possible à l'ensemble des grandeurs. Cette droite rend minimale la somme des carrées des écarts des grandeurs y à la droite y = ax + b. C'est suite à l'exploitation du principe des moindres carrées, qu'il devient possible de trouver les valeurs de a et b qui minimisent la somme :

$$\sum_{i=0}^{n} (y_i - (ax_i + b))^2$$

La qualité de la régression peut être évaluée en calculant le coefficient de détermination (R²) qui est le carré du coefficient de corrélation linéaire (R). Ce dernier est un nombre compris entre 0 et +1, qui vaut +1 si les points du nuage sont exactement alignés sur la droite. Cela traduit l'existence d'une parfaite corrélation entre les grandeurs étudiées.

1.2-Standardisation des données : Centrage - Réduction

Avant d'effectuer l'ACP, le tableau de données $(n \times p)$ est standardisé ou transformé. Cette transformation comporte deux étapes : le centrage puis la réduction.

Le centrage consiste à soustraire la moyenne de la variable en cause à chaque valeur numérique. Le tableau obtenu est alors de terme général.

Centrage :
$$p'_i = p_{ik} - \overline{p_k}$$

Cette transformation n'a aucune incidence sur les définitions de la ressemblance entre individus et de la liaison entre variables. L'ACP peut être réalisée sur des données uniquement centrées. Toutefois, ces résultats sont alors très sensibles au choix des unités de mesures. La façon classique de s'affranchir de l'arbitraire de ces unités est de réduire les données :

$$R\acute{e}duction: p''_{i} = \frac{1}{\sqrt{\operatorname{var}(x)}} p'_{i} = \frac{1}{\sqrt{\operatorname{var}(x)}} \left(p_{ik} - \overline{p_{k}} \right)$$

Suite à la standardisation des données, toutes les variables présentent la même variabilité et de ce fait la même influence dans le calcul des distances entre individus.

Axes	Valeurs Propres	Pourcentage	Pourcentage cumulé	Axes	Valeurs Propres	Pourcentage	Pourcentage cumulé
1	17,283	18,99	18,99	47	0,043	0,05	99,70
2	13,797	15,16	34,15	48	0,036	0,04	99,74
3	10,165	11,17	45,32	49	0,034	0,04	99,77
4	8,065	8,86	54,19	50	0,030	0,03	99,81
5	6,589	7,24	61,43	51	0,023	0,03	99,83
6	4,763	5,23	66,66	52	0,021	0,02	99,86
7	3,948	4,34	71,00	53	0,020	0,02	99,88
8	3,819	4,20	75,20	54	0,016	0,02	99,89
9	2,672	2,94	78,13	55	0,015	0,02	99,91
10	1,989	2,19	80,32	56	0,013	0,01	99,92
11	1,917	2,11	82,42	57	0,012	0,01	99,94
12	1,809	1,99	84,41	58	0,008	0,01	99,95
13	1,571	1,73	86,14	59	0,007	0,01	99,95
14	1,242	1,36	87,50	60	0,007	0,01	99,96
15	1,092	1,20	88,70	61	0,006	0,01	99,97
16	1,035	1,14	89,84	62	0,005	0,01	99,97
17	0,903	0,99	90,83	63	0,004	0,00	99,98
18	0,726	0,80	91,63	64	0,003	0,00	99,98
19	0,674	0,74	92,37	65	0,003	0,00	99,99
20	0,668	0,73	93,10	66	0,003	0,00	99,99
21	0,610	0,67	93,77	67	0,002	0,00	99,99
22	0,521	0,57	94,35	68	0,002	0,00	99,99
23	0,496	0,55	94,89	69	0,001	0,00	99,99
24	0,457	0,50	95,39	70	0,001	0,00	100,00
25	0,422	0,46	95,86	71	0,001	0,00	100,00
26	0,399	0,44	96,30	72	0,001	0,00	100,00
27	0,341	0,37	96,67	73	0,001	0,00	100,00
28	0,301	0,33	97,00	74	0,000	0,00	100,00
29	0,281	0,31	97,31	75	0,000	0,00	100,00
30	0,253	0,28	97,59	76	0,000	0,00	100,00
31	0,201	0,22	97,81	77	0,000	0,00	100,00
32	0,194	0,21	98,02	78	0,000	0,00	100,00
33	0,192	0,21	98,24	79	0,000	0,00	100,00
34	0,174	0,19	98,43	80	0,000	0,00	100,00
35	0,156	0,17	98,60	81	0,000	0,00	100,00
36	0,144	0,16	98,76	82	0,000	0,00	100,00
37	0,121	0,13	98,89	83	0,000	0,00	100,00
38	0,117	0,13	99,02	84	0,000	0,00	100,00
39	0,100	0,11	99,13	85	0,000	0,00	100,00
40	0,097	0,11	99,24	86	0,000	0,00	100,00
41	0,083	0,09	99,33	87	0,000	0,00	100,00
42	0,074	0,08	99,41	88	0,000	0,00	100,00
43	0,066	0,07	99,48	89	0,000	0,00	100,00
44	0,057	0,06	99,54	90	0,000	0,00	100,00
45	0,054	0,06	99,60	91	0,000	0,00	100,00
46	0.045	0.05	99.65	Tot.	91 000	_	-

Tableau 4 Valeurs propres, pourcentage d'inertie et pourcentage cumulé

 Tableau 5 Corrélations entre les variables avec les dix premiers axes principaux (CP).

 Les cases grisées correspondent aux valeurs significatives

		CP1	CP2	CP3	CP4	CP5	CP6	CP7	CP8	CP9	CP10
N°	Variables	Corr.									
1	'Poids'	-0,22	0,20	0,34	0,05	-0,23	-0,01	-0,25	-0,22	0,02	-0,07
2	'dtLat'	0,12	-0,10	-0,33	0,04	0,13	0,36	0,02	0,06	0,19	-0,45
3	'dtImpul'	0,74	-0,43	0,33	-0,23	-0,06	0,10	-0,01	0,13	0,06	0,03
4	'tacMd'	0,23	-0,50	0,14	0,02	0,10	-0,07	-0,04	0,01	-0,41	0,19
5	'tacMg'	0,43	0,10	0,51	0,14	-0,03	-0,10	-0,32	0,00	0,22	0,26
6	'tac2M'	0,26	-0,11	0,44	0,13	-0,07	-0,43	-0,23	0,02	-0,21	0,29
7	'tac2P'	-0,29	-0,16	0,44	0,02	-0,15	-0,01	0,01	0,17	-0,18	0,20
8	'tacPar'	-0,13	-0,28	0,21	-0,22	-0,29	0,12	0,23	0,15	-0,22	-0,10
9	'tacPav'	-0,19	0,05	0,67	-0,04	-0,06	0,08	0,05	0,09	-0,18	0,34
10	'tFmaxMdX'	0,12	-0,19	0,34	-0,11	0,34	0,17	-0,16	0,01	-0,14	-0,11
11	'tFmaxMdZ'	-0,36	0,11	0,31	-0,44	0,00	0,19	0,14	0,17	0,02	-0,26
12	'tFmaxMgX'	0,02	-0,22	0,57	-0,02	0,15	0,03	0,07	-0,03	0,23	-0,37
13	'tFmaxMgZ'	-0,07	0,05	0,27	-0,53	0,02	-0,09	0,33	0,03	0,06	0,17
14	'tFmax2Mx'	-0,28	-0,12	0,16	-0,47	-0,16	0,10	0,31	-0,04	0,14	0,08
15	'tFmax2Mz'	-0,13	0,10	0,25	-0,65	0,01	-0,12	0,26	0,16	0,12	0,06
16	'tFmaxParX'	0,52	-0,11	0,61	-0,16	-0,11	0,37	0,13	0,12	-0,03	0,01
17	'tFmaxParZ'	0,55	-0,09	0,51	-0,11	-0,16	0,48	0,06	0,15	-0,08	0,01
18	'tFmax2PX'	0,63	-0,30	0,48	-0,03	-0,09	0,21	0,01	0,08	-0,04	0,01
19	'tFmax2PZ'	0,30	-0,39	0,39	-0,02	-0,21	0,62	0,13	-0,06	-0,09	0,01
20	'tFmaxPavX'	0,76	-0,29	0,36	-0,20	-0,06	0,07	0,05	0,23	0,01	0,05
21	'tFmaxPavZ'	0,73	-0,35	0,37	-0,27	-0,01	0,05	0,04	0,18	0,03	0,06
22	'tFmax4segX'	0,18	-0,63	0,22	0,08	-0,10	0,13	-0,12	0,00	0,11	0,30
23	'tFmax4segZ'	0,19	-0,18	0,33	0,15	0,00	0,62	-0,20	-0,18	0,09	0,10
24	'teMd'	0,04	-0,34	0,66	-0,26	0,05	0,42	-0,17	-0,13	0,12	-0,04
25	'teMg'	0,04	-0,54	0,58	-0,07	0,06	0,29	-0,06	-0,27	-0,22	-0,01
26	'te2M'	0,08	-0,57	0,62	-0,09	0,09	0,36	-0,11	-0,28	-0,04	-0,03
27	'tePar'	0,77	0,13	0,39	-0,04	-0,18	0,32	0,10	0,00	-0,16	-0,01
28	'tePav'	0,74	-0,43	0,33	-0,23	-0,06	0,10	-0,01	0,13	0,06	0,03
29	'2M_statX'	0,05	-0,42	-0,18	-0,01	-0,84	-0,14	0,09	-0,15	0,03	-0,04
30	'2M_statZ'	-0,88	-0,02	0,05	-0,28	-0,26	0,10	0,07	-0,08	-0,05	0,02
31	'Md_statX'	-0,06	-0,37	0,04	-0,01	-0,80	-0,20	0,17	-0,17	0,07	-0,02
32 22		-0,86	0,01	0,18	-0,23	-0,13	0,07	-0,01	0,02	0,09	-0,03
33 24	Mg_statx	0,15	-0,40	-0,36	-0,01	-0,76	-0,05	0,00	-0,11	-0,02	-0,04
34 25	Wy_statz	-0,56	-0,00	-0,10	-0,20	-0,37	0,11	0,10	-0,19	-0,20	0,09
35	2P_SIGIN	-0,14	0,45	0,37	0,09	0,74	0,01	0,04	0,15	-0,10	-0,03
37	'Par statX'	-0.44	0,05	-0,05	0,20	0,20	-0,03	-0,07	0,07	-0.26	-0,01
38	'Par_stat7'	0,44	0,35	-0.02	0.18	0,50	0.24	0,10	-0.16	-0,20	0,00
39	'Pav statX'	0.48	0.28	0.13	0 15	0.46	0.07	-0 10	0.08	0.26	-0.09
40	'Pav stat7'	0.86	-0.07	-0.05	0.21	-0 01	-0 21	-0 14	0 15	0 14	-0 02
41	'2M maxX'	-0.07	0.34	0.13	-0.20	0.78	0.22	0.04	0.16	0.00	0.01
42	'2M maxZ'	-0.73	0.14	0.15	-0.49	-0.21	0.18	0.25	0.05	0.02	-0.09
43	'Md maxX'	-0.36	0.23	0.50	-0,19	-0.07	0.14	-0.06	0.03	0.36	0.08
44	'Md maxZ'	-0.63	0.24	0.32	-0.33	-0.14	0.21	0.08	0.11	0.27	-0.12
45	'Mg_maxX'	-0,03	-0,18	-0,16	-0,13	-0,32	-0,14	0,03	-0,38	-0,21	0,08

		CP1	CP2	CP3	CP4	CP5	CP6	CP7	CP8	CP9	CP10
46	'Mg_maxZ'	-0,50	-0,12	-0,15	-0,45	-0,21	0,08	0,36	-0,08	-0,33	0,05
47	'2PmaxX'	-0,29	0,82	0,14	0,04	-0,14	0,24	0,09	0,11	-0,05	-0,10
48	'2PmaxZ'	0,56	0,63	-0,14	0,04	0,01	0,15	-0,07	0,03	-0,21	-0,15
49	'Par_maxX'	0,00	0,81	0,08	0,16	-0,28	0,18	0,19	-0,04	-0,19	-0,15
50	'Par_maxZ'	0,32	0,71	-0,09	0,20	-0,05	0,21	0,15	-0,12	-0,28	-0,13
51	'Pav_maxX'	-0,80	0,28	0,13	-0,07	0,00	0,11	0,04	0,14	0,17	0,24
52	'Pav_maxZ'	-0,01	0,19	-0,36	-0,22	-0,01	0,27	0,19	0,08	0,09	0,30
53	'SFR_maxX'	-0,44	0,77	0,19	0,00	-0,15	0,25	0,05	0,05	-0,02	-0,06
54	'SFR_maxy'	-0,28	-0,28	-0,02	0,10	0,35	0,00	0,59	-0,05	-0,05	0,29
55	'SFR_maxZ'	-0,14	0,45	0,28	-0,49	0,06	-0,34	0,08	-0,06	-0,09	-0,12
56	'Fx2P_teM'	-0,13	0,82	0,12	0,01	-0,23	0,23	0,15	0,21	-0,02	0,03
57	'Fz2P_teM'	0,56	0,52	-0,29	0,11	-0,16	0,22	0,04	0,10	-0,13	0,05
58	'Fxpav_tepar'	-0,81	0,14	0,09	0,02	0,16	0,25	-0,22	-0,03	0,18	0,16
59	'Fzpav_tepar'	-0,19	-0,06	-0,50	0,20	0,00	0,44	-0,42	-0,21	0,09	0,10
60	'Vxtem'	-0,53	0,14	0,44	0,34	0,15	-0,05	-0,15	-0,53	0,05	-0,11
61	'Vxtepar'	0,24	0,84	0,21	0,27	-0,24	0,07	0,12	-0,09	-0,08	-0,04
62	'Vxtepav'	-0,46	0,63	0,32	0,12	-0,10	-0,02	-0,04	0,03	0,33	0,27
63	'Vytem'	0,42	-0,11	-0,18	0,12	0,16	0,09	0,64	-0,34	0,30	0,01
64	'Vytepar'	0,32	-0,21	-0,12	0,19	0,29	-0,01	0,65	-0,39	0,14	0,07
65	'Vytepav'	-0,33	-0,16	0,15	0,24	0,42	-0,17	0,19	-0,05	-0,37	0,27
66	'Vztem'	0,36	0,51	0,25	-0,57	0,10	-0,26	-0,03	-0,24	-0,03	-0,10
67	'Vztepar'	0,45	0,55	0,07	-0,51	0,09	-0,18	-0,17	-0,23	-0,06	-0,06
68	'Vztepav'	0,22	0,53	-0,44	-0,33	0,04	0,29	-0,18	-0,31	0,01	0,29
69	'NVtem'	-0,34	0,31	0,51	0,09	0,18	-0,13	-0,14	-0,60	0,02	-0,15
70	'NVtepar'	0,30	0,86	0,20	0,16	-0,21	0,03	0,08	-0,12	-0,09	-0,04
71	'NVtepav'	-0,44	0,66	0,28	0,08	-0,10	0,00	-0,06	0,00	0,33	0,28
72	'VxtFmax2P'	0,47	0,25	0,40	0,41	-0,16	-0,15	0,17	-0,02	0,02	0,02
73	'Oxtem'	-0,35	-0,21	0,58	0,38	-0,03	-0,22	-0,04	-0,45	-0,07	-0,13
74	'Oxtepar'	0,41	0,63	0,30	0,37	-0,29	-0,14	0,16	-0,09	-0,15	-0,02
75	'Oxtepav'	0,29	0,46	0,47	0,23	-0,23	-0,34	0,01	0,03	0,32	0,17
76	'Oytem'	0,50	-0,10	-0,30	-0,06	0,06	0,15	0,42	-0,32	0,43	-0,07
77	'Oytepar'	0,52	-0,10	-0,29	0,00	0,16	0,07	0,52	-0,29	0,39	-0,02
78	'Oytepav'	-0,03	-0,16	-0,02	0,24	0,48	-0,11	0,54	-0,26	-0,14	0,23
79	'Oztem'	0,08	-0,16	0,37	-0,57	0,09	-0,35	-0,06	-0,46	0,03	-0,06
80	'Oztepar'	0,69	0,49	0,12	-0,32	-0,15	-0,22	0,12	-0,05	-0,11	0,00
81	'Oztepav'	0,62	0,42	-0,11	-0,53	-0,02	-0,08	-0,15	-0,22	0,03	0,15
82	'NOCG_tem'	-0,24	-0,28	0,63	0,06	0,03	-0,25	-0,05	-0,56	-0,03	-0,13
83	'NOCG_tepar'	0,56	0,63	0,26	0,16	-0,26	-0,15	0,17	-0,08	-0,15	-0,01
84	'NOCG_tepav'	0,41	0,51	0,40	0,06	-0,21	-0,33	-0,04	-0,03	0,29	0,19
85	'teta_te2M'	0,63	0,24	-0,12	-0,63	-0,02	-0,16	0,08	0,19	-0,06	-0,04
86	'teta_tFmax2PX'	-0,08	0,05	-0,11	-0,88	0,17	-0,19	-0,01	0,02	0,01	-0,04
87	'teta_tFmax2PZ'	0,17	0,09	0,02	-0,76	0,25	-0,38	-0,06	0,15	0,00	-0,04
88	'teta_tePar'	0,14	-0,33	-0,12	-0,69	0,31	-0,25	-0,25	-0,09	0,04	-0,01
89	'teta_tFmaxPavX'	0,31	0,26	-0,44	-0,39	0,01	0,35	-0,29	-0,43	-0,07	0,12
90	'teta_tFmaxPavZ'	0,33	0,27	-0,44	-0,38	0,01	0,35	-0,29	-0,42	-0,07	0,12
91	'teta_tePav'	0,27	0,46	-0,49	-0,37	0,06	0,29	-0,16	-0,32	-0,06	0,24
Variables explicatives		17,28	13,80	10,16	8,07	6,59	4,76	3,95	3,82	2,67	1,99

Annexe 2

Cahier des charges des blocs de départ

Sommaire

1-Analyse fonctionnelle

1.1-Contrôle de validité

1.2-Définition des fonctions

2-Caractéristiques des blocs de départ homologués

1-Analyse fonctionnelle

Afin de cerner les propriétés des starting blocs instrumentés une analyse fonctionnelle est réalisée en s'appuyant sur des méthodes simples de gestion de projet. La *Bête à cornes* (figure 99) est un des outils de représentation permettant d'effectuer une analyse fonctionnelle pour identifier le besoin satisfait par le système en se posant les questions suivantes :

- À qui rendre service ?
- Sur quoi agit le système ?
- Dans quel but ? (fonction d'usage ou besoin)



Figure 99 Bête à cornes

1.1-Contrôle de validité

Un contrôle de validité du besoin est ensuite effectué en répondant aux trois questions suivantes :

	Raison	But
Pourquoi existe	Incapacité d'apprécier un geste très	Dissocier les efforts exercés au
t-il ?	rapide	niveau de chaque pied
Peut-il	Parce que les efforts au niveau des	Évaluer les variations de la vitesse et
évoluer ?	mains ne sont pas considérés	de la position du centre de gravité
Peut-il disparaître ?	Déplacement de l'instrumentation (ex. : chaussure instrumentée,)	Probable (à long terme)

1.2-Définition des fonctions

Les fonctions des blocs de départ instrumentés sont de deux catégories : principale et secondaire. Le premier objectif du développement de cet instrument est de mesurer sélectivement les efforts qui sont exercés sur les blocs.



Figure 100 Détermination des fonctions principales (FP) et fonctions secondaires (FC) des blocs de départ instrumentés

Fonctions Principales :

- FP1: Isoler les efforts du sol
- FP2 : Mesurer les efforts de l'athlète et transmettre les données au logiciel

Fonctions Secondaires :

- FC1 : Isolation et résistance à l'usure
- FC2: Respecter la réglementation de l'IAAF
- FC3 : Doit être fixé au sol
- FC4 : Être adapté à tous les athlètes
- FC5 : Prévoir le passage des fils
- FC6 : Alimentation des ponts de jauges
- FC7 : Faciliter l'entretient et la réparation

Fonctions	Origine	But	Évolution / Disparition		
FP1	Le pied ne doit pas toucher le sol	Pour mesurer le torseur réel	Que les efforts sur le sol soient négligeables		
FP2	L'entraîneur a besoin d'un outil d'aide à la prise de décision	Pour évaluer les paramètres mécaniques lors du départ	Que l'analyse du départ ne permet plus d'amélioration		
FC1	Le Starting-block pourrait être utilisé à l'extérieur	Pour que le climat n'influx pas les mesures et pour protéger le capteur	///		
FC2	L'utilisation des starting blocs doit respecter la réglementation de l' IAAF	Pour pouvoir être utilisé lors des compétitions	///		
FC3	L'implantation du starting-block est normalisée	Pour préserver la piste d'athlétisme	///		
FC4	Chaque athlète possède ses propres caractéristiques morphologiques	Pour que chaque athlète puisse effectuer ses propres réglages (inclinaison et écart entre les blocs)	///		
FC5	Les fils doivent être protégés	Pour que l'environnement de l'athlète soit sûr	Infrarouge,		
FC6	Le fonctionnement du capteur en dépend	Pour alimenter les ponts de jauges	///		
FC7	Le capteur ou d'autres pièces peuvent être en panne ou cassés	Pour améliorer la durée de vie	Si rien ne peut tomber en panne		

2-Caractéristiques des blocs de départ homologués

D'après la règle 161 instaurée par l'IAAF les blocs de départ doivent être conformes aux caractéristiques générales suivantes :

(a) Ils devront être d'une construction absolument rigide et ne devront procurer aucun avantage inéquitable à l'athlète.

(b) Ils devront être fixés sur la piste par un nombre de clous ou de pointes prévus pour endommager le moins possible la piste.

Cette disposition doit permettre d'enlever rapidement et facilement les blocs. Le nombre, l'épaisseur et la longueur des clous ou des pointes dépendent de la nature de la piste. Les points de fixation ne doivent permettre aucun mouvement au moment du départ proprement dit.

(c) Lorsqu'un athlète emploie ses blocs de départ personnels, ils doivent être conformes aux dispositions des alinéas (a) et (b) ci-dessus. Ils peuvent être de n'importe quelle conception ou construction à condition qu'ils ne causent aucune gêne aux autres athlètes.

(d) Lorsque les blocs de départ sont fournis par le Comité Organisateur, ils doivent être conformes aux dispositions suivantes: ... les blocs de départ doivent être constitués par deux plaques contre lesquelles les pieds des athlètes prennent appui dans la position de départ. Les plaques doivent être montées sur un cadre rigide qui ne pourra, en aucune manière, gêner les pieds des athlètes lorsqu'ils quittent les blocs. Les plaques devront être inclinables pour convenir à la position de départ de l'athlète et pourront être plates ou légèrement concaves. La surface des plaques devra être préparée pour convenir aux pointes des chaussures des athlètes, soit en pratiquant des cannelures sur la plaque, soit en la recouvrant d'un matériau approprié permettant l'usage de chaussures à pointes. Le montage des plaques sur un cadre rigide peut être réglable, mais il ne doit permettre aucun mouvement pendant le départ proprement dit. Dans tous les cas, les plaques doivent être réglables en avant comme en arrière et l'une par rapport à l'autre. Le réglage doit être complété par un système de serrage ou de verrouillage qui pourra être manœuvré facilement et rapidement par l'athlète.

Annexe 3

Chaîne de mesure dynamométrique

Sommaire

1-Principes de la métrologie

2-Mise au point d'un capteur composite

2.1-Propriétés mécaniques du corps d'épreuves

2.2-Principe de jauges de déformation

2.3-Conditionnement et acquisition des signaux

1-Principes de la métrologie

L'évaluation des forces repose sur la mesure de leurs conséquences qui se traduit par le changement de l'état du système c'est-à-dire sa déformation et/ou la variation de sa position. Lors de notre étude, l'évaluation des actions mécaniques au cours du départ de sprint est assurée suite à l'exploitation de deux principes, celui de la piézoélectricité et celui de l'extensométrie.

Principe de piézoélectricité : découvert par Jacques et Pierre Curie en 1880, désigne la propriété qu'ont certain matériaux de développer une charge électrique proportionnelle à la contrainte qui leur est appliquée, et inversement de se déformer en fonction du champ électrique. Le phénomène de piézoélectricité consiste en l'apparition d'une polarisation déjà existante dans certains diélectriques anisotropes naturels ou artificiels. Le quartz est le plus connu, certain matériaux céramiques ferroélectriques génèrent aussi des différences de potentiel lorsqu'ils sont soumis à des contraintes. Les applications de ce principe sont nombreuses et diverses, elles s'étendent jusqu'aux domaines de l'électronique, de

l'électroacoustique et bien entendue de la métrologie. Cette dernière application est à l'origine du fonctionnement des capteurs équipant les plates de formes de forces *Kistler (Type 9281B* et *9287B)* utilisées au cours de nos expérimentations.

Principe d'extensométrie : les capteurs utilisés sont dits passifs, se sont des jauges résistives qui traduisent en variation de résistance leur propre déformation qui est en principe proportionnelle à celle de la structure à l'endroit où elles sont collées. Leur domaine de mesure est basé sur le principe de l'élasticité linéaire qui représente le domaine dans lequel la relation entre force et déformation est linéaire et réversible. C'est une région de la relation entre force et déplacement correspondant à de faibles déformations. La connaissance des déformations sert à calculer les contraintes lorsque les lois qui lient ces grandeurs sont connues. Les capteurs composites (3D) développés reposent sur ce principe.

2-Mise au point d'un capteur composite

La mise au point d'un tel outil métrologique nécessite l'utilisation de moyens sophistiqués tant dans le domaine de l'extensométrie que celui de l'électronique. L'expérience de notre équipe dans le domaine de l'extensométrie ainsi que la proximité d'un atelier d'électronique ont favorisé le développement d'un capteur composite. Le principe de la chaîne de mesure développée est résumé dans la figure ci-dessous (figure 101). Les détails de fonctionnement de cette chaîne sont effectués à la suite.



Figure 101 Schéma du principe d'une chaîne de mesure

2.1-Propriétés mécaniques du corps d'épreuve

La conception du corps d'épreuve destiné à instrumenter les blocs de départ repose sur le principe de la *plate forme de Stewart* qui représente un mécanisme parallèle à six degrés de liberté très bien connue des roboticiens et des constructeurs d'hexapodes. Ce type de corps d'épreuve a été développé par la première fois en 1983 par Gaillet [Gail 83]. De forme cylindrique, il est composé d'une plate forme (*S1*), une base (*S2*), et six poutres en liaison rotule avec *S1* et *S2* (figure 102).



Figure 102 (a) Schéma reprenant l'allure la plate forme de Stewart,(b) Photo d'un corps d'épreuve de la société Médicapteur

Ce système se compose donc de huit corps en jeux et de douze liaisons. Cela fait perdre la simplicité de la structure et diminue sa rigidité. C'est ainsi que les données recueillies lors de notre étude ont permit de choisir judicieusement et spécifiquement les matériaux constituant le cops d'épreuve ainsi que la procédure de son dimensionnement. Toutefois, le corps d'épreuve doit être utilisé dans sa limite élastique linéaire afin d'assurer une relation linéaire entre la déformation mesuré et l'effort appliqué.

La pièce mécanique constituant le corps d'épreuve est un solide homogène isotrope⁵¹. Lorsque cette structure est soumise à des efforts extérieurs ces poutres subissent des déformations élastiques d'ordre microscopique qui varient linéairement par rapport aux contraintes qui lui sont appliquées (figure 103).



Figure 103 Courbe d'effort/déformation typique

Selon la loi de Hooke, la relation liant le tenseur des contraintes δ à celui des déformations ε s'exprime sous la forme $\delta = E\varepsilon$ où E est un coefficient propre à la matière appelé module de Young ou module d'élasticité.

⁵¹ Isotrope : corps qui présente les mêmes propriétés dans toutes les directions.

Grâce à sa propriété élastique linéaire le corps d'épreuve se déforme d'une manière proportionnelle sous l'effet de la contrainte qui lui est appliquée. Les jauges collées à la surface des poutres ont pour rôle la mesure de ces déformations afin de les traduire en signaux électriques. Ce dispositif nous permet ainsi de calculer l'état de contrainte. C'est le principe de l'extensométrie. L'exploitation de la théorie de l'élasticité linéaire a permis de mettre en place le capteur qui traduit la valeur de la contrainte en une grandeur ou une indication exploitable.

2.2-Principe de jauges de déformation

Les *jauges de déformation* ou *jauges d'extensométrie* nommées parfois « jauges de contrainte » par abus de langage, sont constituées par un fil résistant très fin (sous forme de spires rapprochées) imprimé ou collé sur un support isolant de petite taille (de quelque millimètre à quelque centimètre de longueur).



Figure 104 Exemple d'une jauge de déformation

Lorsqu'une poutre supportant une jauge d'extensométrie se déforme, le fil qui est collé sur sa surface s'étire. Sa résistance électrique donnée par $R = \rho L / S$ (ρ : résistivité du conducteur, L: longueur en mètre et S: section en mètre carré) varie proportionnellement avec la variation de sa longueur : $\Delta R / R = K\Delta L / L$. La constante K est le facteur de jauge, il dépend du matériau qui la compose et caractérise sa sensibilité. Cette relation est à la base de l'extensométrie [Cout 00].

La mise en pratique de cette relation se réalise en montant quatre jauges collées sur un support en pont de Wheatstone, ce qui permet de traduire des déformations de support de jauge ($\Delta L / L$) atteignant les 10⁻⁶mètres. En mesurant la variation de résistance de jauge, on en déduit alors sa déformation et par conséquent l'amplitude de l'effort exercé sur le corps d'épreuve.



Figure 105 Montage en pont de Wheatstone

Suivant le nombre de jauges constituant le pont, il est possible de distinguer trois types de montage possibles :

- Montage en quart de pont : comporte une jauge active.
- Montage en demi-pont : comporte deux jauges actives.
- Montage en pont complet : comporte quatre jauges actives.

Les jauges manquantes sont remplacées par des résistances fixes ou par des jauges dites *jauges de complément*.

Dans le cas du capteur développé au cours de cette étude le corps d'épreuve est instrumenté par six ponts complets. Chaque pont comporte ainsi quatre jauges actives collées deux à deux en sens opposé sur la même poutre.



Figure 106 Montage de jauges de déformation en pont de Wheatstone sur une poutre. Modifié d'après Asch 1999 [Asch 99]

L'adoption de ce type de montage en pont de Wheatstone complet offre la possibilité de détecter le courant passant par la diagonale du pont (entre les broches C et D) lorsque A et B sont connectés à une source de courant. À l'équilibre, la tension entre les deux points (C et D) situés entre les deux extrémités est nulle.

Si l'une des résistances varie, le pont est déséquilibré et la tension de sortie V_m mesurée est pratiquement proportionnelle aux variations relatives de résistance $\Delta R / R$ de chacune des jauges.

Autres particularités de ce montage, deux résistances adjacentes du pont (R_1 et R_3) agissent en sens opposé, alors que deux résistances opposées (R_1 et R_2) agissent dans le même sens pour l'équilibre du pont

$$\Delta R_1 = -\Delta R_2 = \Delta R_4 = -\Delta R_3 = \Delta R$$

Il est ainsi possible d'éliminer l'influence de certains phénomènes (telle que la température) et d'accroître la sensibilité au profit de la grandeur à mesurer (la force) [Robe 04]. Le pont de jauge est ensuite raccordé à un conditionneur-amplificateur qui alimente le capteur, conditionne et amplifie le signal de quelques millivolts à quelques dizaines de volts.

2.3-Conditionnement et acquisition des signaux

Le rôle du conditionneur dans la chaîne d'acquisition est fondamental. Grâce à ces deux parties distinctes, il permet en premier temps d'alimenter les ponts de Wheatstone en générant une tension très stables de 5 à 10 mv, suivant les valeurs de résistance qui constitue le pont. Dans un second ordre il permet d'amplifier les signaux issus des ponts afin d'obtenir des tensions en sortie de l'ordre du Volt qui pourront ensuite être envoyées sur une carte d'acquisition analogique numérique.

Il existe généralement deux types de conditionneurs, l'un est unipolaire (ou *asymétrique référencé*), il génère une tension de sortie comprise entre [0 V, 10 V]; l'autre est bipolaire (ou *différentiel*) dont la tension de sortie est comprise entre [-5 V, 5 V].

L'électronique de conditionnement constitue le premier maillon de la chaîne d'acquisition des signaux en provenance des ponts de Wheatstone. L'enregistrement des signaux est ensuite assuré *via* une carte de *Conversion Analogique Numérique (CAN)*; de la société *National Instrument*⁵²; reliée à un ordinateur qui stockera l'ensemble des signaux provenant des conditionneurs à une fréquence fixée au préalable par l'expérimentateur.

⁵² www.ni.com/

Annexe 4

Mesures cinématographiques

Sommaire

1.1- Le calibrage des caméras

1.2-Acquisition des coordonnées 2D

1.3-Calcul des données 3D

1.4-Précision des données vidéo

2-Effets de la PSR vs la PSG sur la dynamique articulaire

1.1-Le calibrage des caméras :

Le calibrage consiste à identifier pour chaque caméra un modèle donnant des relations entre les cordonnées 3D d'un marqueur dans l'espace et les coordonnées 2D de ce même marqueur dans l'espace image des caméras. L'étape de reconstruction 3D requiert l'étalonnage préalable des paramètres intrinsèques des caméras et de leurs situations relatives.

Le système cinématographique utilisé est basé sur la stéréovision passive. Il s'agit du même principe qui gouverne la vision humaine. En effet, l'image d'un objet permet de déterminer sa position horizontale et verticale mais pas sa profondeur. Ainsi, nos deux yeux délivrent deux images légèrement décalées qui nous permettent d'évaluer la profondeur. De ce fait, pour la reconstruction 3D, chaque marqueur doit être vu par au moins deux caméras.

Cette manipulation s'effectue en plaçant dans le champ des caméras un objet de taille connue sur lequel on place un repère précis ; celui ci peut être un cube ou une grille de calibration que l'on déplace dans le volume expérimental. Au cours du calibrage, une baguette rigide en forme de T contenant un marqueur à chaque extrémité est utilisé. La distance qui sépare les deux marqueurs est de 581,2 mm.

1.2-Acquisition des cordonnées 2D :

Cette étape a pour fonction de déterminer les coordonnées 2D des marqueurs, c'est-àdire leurs coordonnées dans les images de chaque caméra. Ces coordonnées constituent les données de base. Elles sont acquises à une fréquence de 250 HZ par l'intermédiaire de six caméras monochromes synchronisées et associées à des sources infrarouges spécifiques.

1.3-Calcul des données 3D :

L'étape de calibrage des caméras est essentielle et très importante car elle va permettre l'application du principe de stéréovision passive sur lequel repose le calcul des coordonnées tridimensionnelles. Ainsi le logiciel peut effectuer un calcul automatique optimisé des coordonnées 3D de chaque marqueur à la suite d'une identification de sa trajectoire en 2D.

Plus précisément, la position d'un marqueur est trouvée en lui attribuant des coordonnés du point M situé sur le milieu du segment H1-H2 qui minimise l'écart entre les deux droites objets D1 et D2 (figure 107).



Figure 107 Détermination des coordonnées 3D d'un marqueur

Ainsi à l'aide d'une méthode des moindres carrés et des équations de D1 et D2, les coordonnées tridimensionnelles de H1 et H2 sont calculées puis utilisées pour trouver celles du point M.

$$M = \begin{bmatrix} X = \frac{xH1 + xH2}{2} \\ Y = \frac{yH1 + yH2}{2} \\ Z = \frac{zH1 + zH2}{2} \end{bmatrix}$$

Parallèlement au calcul des coordonnées 3D, nous pouvons procéder à une interpolation des trajectoires en 2D. Ceci est particulièrement utile lorsque des marqueurs n'ont pas été détectés pendant un bref instant comme par exemple lorsqu'une partie du corps est masquée par un membre ou encore lors d'une rotation trop importante d'un segment corporel qui empêche la détection des marqueurs.

1.4-Précision des données vidéo

Le but des mesures cinématiques est de déterminer le plus précisément possible les positions au cours du temps des marqueurs distaux et proximaux de chaque articulation.

Selon Allard et al. (1994), l'imprécision de mesure est due à l'accumulation d'un certain nombre d'erreurs (figure 108).



Figure 108 Propagation des erreurs de mesure en fonction des différentes étapes nécessaires à la reconstruction des coordonnées 3-D [Alla 95]

Nous pouvons répartir ces erreurs suivant deux catégories :

- celles relatives à la reconstruction tridimensionnelle (équipements, objet de calibration)
- celles dues aux mouvements de la peau sur l'articulation et des marqueurs sur la peau.

De ce fait, il est important d'évaluer la précision avec laquelle le système fournit les deux grandeurs que sont : la distance entre les deux points et l'angle entre deux segments consécutifs par exemple.

Dans le cas de nos mesures, bien que l'erreur systématique de l'instrument annoncée par le constructeur soit de l'ordre du millimètre (< 0,1% du champ de mesure), il est tout de même nécessaire d'effectuer un certain nombre de mesures pour cerner au plus près l'erreur de nos évaluations.

La précision de nos données est testée selon deux modes : le mode statique et le mode dynamique. Dans le cas des tests en mode statique, nous avons positionné dans le champ des caméras la baguette de calibration. Dans le cas des tests en mode dynamique, la baguette de calibration est déplacée dans l'ensemble du champ.

Enfin, nous avons vérifié la distance séparant les deux marqueurs au cours de toute la durée de l'acquisition. Nos erreurs sont de $\pm 11,6$ mm en mode dynamique et $\pm 0,8$ mm en mode statique. Ces résultats sont satisfaisants pour une baguette rappelons le de 581,2 mm de longueur soit respectivement $\pm 2\%$ et $\pm 1\%$.

2-Effets de la méthode de solidification globale sur la définition des angles articulaires

La figure 109 illustre le résultat de la confrontation des angles relatifs calculés suite à l'application de la procédure d'optimisation globale [Lu 99] aux angles relatifs bruts issus directement des mesures cinématographiques (sans traitement préalable). La procédure d'optimisation globale est détaillée dans le chapitre VII.



Figure 109 Confrontation des angles relatifs issus des mesures directes et suite à l'adoption d'une procédure d'optimisation globale par moindres carrés proposée dans [Lu 95]. Exemple des angles de flexion/extension (Flex), abduction/adduction (Abd) et Rotation interne/externe (Rot) pour les articulations du membre inférieur droit (cheville, genou et hanche)
3-Effets de la PSR vs la PSG sur la dynamique articulaire

Les figures qui suivent (de 110 à 115) sont le résultat de la confrontation des forces inter segmentaire et des moments articulaires issus de deux procédures de solidification : la PSR et la PSG.

- PSR : Procédure de Solidification par Récurrence. Il s'agit d'une nouvelle procédure de minimisation des artéfacts dus aux mouvements de la peau. Elle est détaillée dans le chapitre VIII de ce manuscrit.
- PSG : Procédure de solidification Globale est une procédure qui a aussi comme objectif de minimiser les artéfacts dû aux mouvements de la peau en adoptant une technique d'optimisation par moindres carrées. Cette procédure est détaillée dans le chapitre VII.



Figure 110 Forces inter-segmentaires au niveau du coude droit et de l'épaule droit exprimées respectivement dans \Re_{bras} , \Re_{thorax} (membre supérieur droit)



Figure 111 Forces inter-segmentaires au niveau du coude gauche et de l'épaule gauche exprimées respectivement dans \Re_{bras} , \Re_{thorax} (membre supérieur gauche)



Figure 112 Force inter-segmentaires au niveau de C7, T12 et L5 exprimées respectivement dans $\Re_{t\hat{e}te}$, \Re_{thorax} et $\Re_{abdomen}$



Figure 113 Moments articulaires au niveau du coude droit et de l'épaule droite exprimés respectivement dans \Re_{bras} , \Re_{thorax} (membre supérieur droit)



Figure 114 Moments articulaires au niveau du coude gauche et de l'épaule gauche exprimés respectivement dans \Re_{bras} , \Re_{thorax} (membre supérieur gauche)



Figure 115 Moments articulaires au niveau de C7, T12 et L5 exprimés respectivement dans $\Re_{t\acute{e}te}$, \Re_{thorax} et $\Re_{abdomen}$

Achevé d'imprimer en Février 2009

Laboratoire de Mécanique des Solides UMR 6610 SP2MI - Téléport 2 Boulevard Marie et Pierre Curie BP 30179 86962 Futuroscope Chasseneuil Cedex

http://www-lms.univ-poitiers.fr

Contribution à la caractérisation mécanique des critères de qualités du départ de la course vitesse sur 100 m

L'objectif de ce travail est de définir les paramètres mécaniques qui caractérisent le départ de course vitesse sur 100 m.

La première partie, suite à une analyse de la littérature technique, du règlement instauré par l'IAAF et des études scientifique, cerne les problèmes liés à la mesure et au choix des critères de qualification de la performance du départ de course vitesse sur 100m.

La seconde partie met en évidence la nécessité de déterminer avec plus de précision l'instant de mise en action du coureur notamment lors des compétitions internationales. Une analyse en composante principale est réalisée afin de tester la possibilité de créer de nouveaux critères permettant une interprétation objective et fiable de la performance du départ de course vitesse.

Au cours de la troisième partie, l'efficacité d'un départ est approchée en intégrant des paramètres directement accessibles par dynamométrie pour enfin les « traduire » en unités de temps. Une station dynamométrique est validée afin d'offrir à l'entraîneur des indications fines, en temps *quasi* réel, lors des séances d'entraînement.

La quatrième partie, propose une nouvelle méthode de solidification permettant une application rigoureuse des principes de la mécanique lors de la modélisation tridimensionnelle de l'athlète. Le calcul des torseurs d'action inter segmentaire est réalisé par programmation de l'algorithme de Newton-Euler, en utilisant un formalisme d'opérateurs homogènes.

* * * * * * * * * * * * * *

Contribution to the mechanical characterization of the quality criteria of the sprint start on 100 m running event

The purpose of this work is to define the mechanics parameters which characterize the sprint start on 100 m running event.

The first part of this work analyzes technical writings, IAAF laws and scientific studies to indicate problems concerning measurement and choice of the quality criteria to describe performance on sprint start.

The second part draws attention to the necessity to define the athlete's action time with more accuracy, especially at the international competitions. A principal component analysis is realized to test the eventual possibility to create a new criterion allowing an objective and reliable performance interpretation on sprint start.

In the third part the efficiency of sprinting start is estimated by using kinetic parameters measured by sensor. A dynamometric apparatus is developed to provide immediate and accurate feedback to coaches and sprinters.

The fourth part suggests a new solidification procedure which permits a rigorous application of mechanical laws during the athlete's 3D modeling approach. The 3D inter segmental mechanical actions of the whole body are calculated by using homogeneous matrix developed in field of robotics.