

THESE / UNIVERSITE RENNES 2
sous le sceau de l'Université européenne de Bretagne

pour obtenir le titre de
DOCTEUR DE L'UNIVERSITE RENNES 2
Mention : STAPS
Ecole doctorale Vie Agro Santé

présentée par
Caroline Martin

Préparée à l'Equipe d'Accueil (n°EA 1274)
Laboratoire M2S
Mouvement Sport Santé

Analyse biomécanique du service au tennis : liens avec la performance et les pathologies du membre supérieur

Thèse soutenue le 28 novembre 2013
devant le jury composé de :

Pierre MORETTO
Professeur, Université de Toulouse III / ***rapporteur***

Jean-Benoît MORIN
Maître de Conférence (HDR), Université de Saint-Etienne / ***rapporteur***

Patrice QUINTON
Professeur, ENS de Cachan, Antenne de Bretagne / **examinateur**

William BERTUCCI
Maître de Conférence (HDR), Université de Reims / ***examinateur***

Paul DELAMARCHE
Professeur, Université Rennes 2 / ***directeur de thèse***

Richard KULPA
Maître de conférence, Université Rennes 2 / ***co-encadrant***

Bernard PESTRE
Directeur adjoint, Fédération Française de Tennis / ***invité***

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

Thèse de doctorat

Sous le sceau de

l'Université Européenne de Bretagne

pour obtenir le grade de

Docteur de l'Université Rennes 2
Discipline STAPS

par

Caroline MARTIN

Université Rennes 2
Ecole Doctorale : Vie Agro Santé
Equipe d'accueil : Laboratoire Mouvement Sport Santé - EA 1274

Analyse biomécanique du service au tennis : liens avec la performance et les pathologies du membre supérieur

à soutenir le 28 novembre 2013 devant la commission d'examen

Pierre	Moretto	Professeur, Université Toulouse III	Rapporteur
Jean-Benoît	Morin	Maître de Conférence (HDR), Université de Saint-Etienne	Rapporteur
Patrice	Quinton	Professeur, ENS de Cachan, Antenne de Bretagne	Examinateur
William	Bertucci	Maître de Conférence (HDR), Université de Reims	Examinateur
Paul	Delamarche	Professeur, Université Rennes 2	Directeur
Richard	Kulpa	Maître de Conférence, Université Rennes 2	Co-encadrant
Bernard	Pestre	Directeur adjoint, Fédération Française de Tennis	Membre invité

"If you can meet with triumph and disaster and treat those two impostors just the same."

Rudyard Kipling

Table des matières

1 Introduction **1**

2 Revue de la littérature **3**

2.1 L'analyse du mouvement au service de l'amélioration de la performance sportive 3

2.1.1 Biomécanique du service au tennis : quelques généralités 4

2.1.2 La vitesse de balle : un critère de performance du service 4

2.1.3 Analyse cinématique du service au tennis 5

2.1.4 Analyse dynamique du service au tennis 14

2.1.5 Analyse électromyographique du service au tennis 18

2.2 L'analyse du mouvement au service de la compréhension et de la prévention des blessures sportives 19

2.2.1 Liens entra analyse du mouvement et pathologies sportives 19

2.2.2 Les méthodes d'investigation des mécanismes de blessures sportives . . 21

2.2.3 Épidémiologie des blessures causées par la pratique du tennis 25

2.2.4 Comparaison des données épidémiologiques entre joueurs de club et professionnels 28

2.3 Facteurs de performance, facteurs de risque et blessures 37

2.3.1 Facteurs intrinsèques 38

2.3.2 Facteurs extrinsèques 49

3 Synthèse et objectifs **53**

4 Étude 1 : Relations entre les moments cinétiques segmentaires et la vitesse de balle au cours des différentes phases du service des joueurs de tennis professionnels **55**

4.1 Introduction 56

4.2 Méthodologie générale 56

4.2.1 Déroulement 56

4.2.2 Participants 56

4.2.3 Capture de mouvements 57

4.2.4 Protocole expérimental 60

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

4.2.5 Vitesse de balle . . . 61
4.2.6 Phases du service . . . 61
4.2.7 Calcul des moments cinétiques segmentaires . . . 62
4.2.8 Paramètres de raquettes . . . 62
4.2.9 Analyses statistiques . . . 63
4.3 Résultats . . . 64
4.3.1 Moments cinétiques segmentaires autour de l'axe transverse . . . 64
4.3.2 Moments cinétiques segmentaires autour de l'axe antéropostérieur . . . 64
4.4 Discussion . . . 68
4.4.1 Relations entre le moment cinétique du tronc et la vitesse de balle . . . 68
4.4.2 Relations entre le moment cinétique du bras et la vitesse de balle . . . 69
4.4.3 Relations entre le moment cinétique de l'avant-bras et la vitesse de balle 70
4.4.4 Relations entre le moment cinétique de la "main+raquette" et la vitesse de balle . . . 70
4.4.5 Séquence d'enchaînement segmentaire proximo-distale et phases-clé du service . . . 71
4.4.6 Recommandations pratiques aux entraîneurs et aux joueurs . . . 71
4.5 Conclusion . . . 74

5 Étude 2 : Analyse des contraintes articulaires du membre supérieur lors du service au tennis : influence du niveau d'expertise sur l'efficience et les risques de blessures chroniques 75

5.1 Introduction . . . 76
5.2 Méthodologie générale . . . 76
5.2.1 Participants . . . 76
5.2.2 Protocole expérimental, capture de mouvement et vitesse de balle . . . 77
5.2.3 Valeurs maximales de contraintes articulaires . . . 77
5.2.4 Phases du service . . . 79
5.2.5 Questionnaire de blessures . . . 79
5.2.6 Définitions autour du concept de blessure . . . 80
5.3 Analyses statistiques . . . 81
5.4 Résultats . . . 81
5.4.1 Contraintes articulaires maximales . . . 81
5.4.2 Efficience du service . . . 81
5.4.3 Blessures . . . 83
5.5 Discussion . . . 84
5.5.1 Contraintes articulaires et risques de blessures de l'épaule . . . 85
5.5.2 Contraintes articulaires et risques de blessures du coude . . . 86
5.5.3 Contraintes articulaires et risques de blessures du poignet . . . 87
5.5.4 Efficience du service . . . 87

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

5.5.5 Limites . . . 88
5.5.6 Recommandations pratiques aux entraîneurs et aux joueurs . . . 88
5.6 Conclusion . . . 89

6 Étude 3 : Identification des facteurs temporels pathomécaniques au cours du service au tennis 91

6.1 Introduction . . . 92
6.2 Méthodologie générale . . . 93
6.2.1 Participants . . . 93
6.2.2 Protocole expérimental . . . 93
6.2.3 Informations démographiques et matérielles . . . 93
6.2.4 Variables temporelles . . . 94
6.2.5 Analyses statistiques . . . 95
6.3 Résultats . . . 96
6.3.1 Données épidémiologiques . . . 96
6.3.2 Relations entre les variables temporelles, la vitesse de balle et les contraintes articulaires . . . 99
6.3.3 Comparaisons des contraintes articulaires entre joueurs blessés et joueurs "sains" . . . 101
6.3.4 Comparaisons des variables temporelles entre joueurs blessés et joueurs "sains" . . . 101
6.4 Discussion . . . 103
6.4.1 Limites . . . 105
6.4.2 Recommandations pratiques aux entraîneurs et aux joueurs . . . 106
6.5 Conclusion . . . 108

7 Étude 4 : Transfert d'énergie mécanique lors du service au tennis : implications pour la vitesse de balle et les risques de blessures chroniques 109

7.1 Introduction . . . 110
7.2 Méthodologie générale . . . 110
7.2.1 Participants . . . 110
7.2.2 Protocole expérimental . . . 111
7.2.3 Phases du service . . . 111
7.2.4 Variables calculées . . . 111
7.2.5 Analyses statistiques . . . 114
7.3 Résultats . . . 114
7.3.1 Données épidémiologiques . . . 114
7.3.2 Débits de l'énergie transférée par les forces (JFP) et les moments articulaires (STP) . . . 114
7.3.3 Débits de l'énergie générée - absorbée par les moments articulaires (JTP) 115

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

7.3.4 Débits de l'énergie qui sort ou entre dans les segments du membre supérieur (SP) . . . 117
7.3.5 Qualité du transfert d'énergie du tronc vers la raquette . . . 118
7.3.6 Vitesse de balle . . . 118
7.4 Discussion . . . 118
7.4.1 Relations entre la quantité, la qualité du transfert d'énergie, la vitesse de balle et les contraintes articulaires maximales du membre supérieur . 119
7.4.2 Comparaison des transferts d'énergie entre joueurs "sains" et blessés . 120
7.4.3 Recommandations pratiques aux entraîneurs et aux joueurs . . . 121
7.4.4 Limites . . . 122
7.5 Conclusion . . . 122

8 Étude 5 : Influence de la fatigue sur la vitesse de balle et la biomécanique du service lors de matchs de tennis prolongés 123

8.1 Introduction . . . 124
8.2 Méthodologie générale . . . 125
8.2.1 Déroulement . . . 125
8.2.2 Participants . . . 125
8.2.3 Protocole expérimental . . . 125
8.2.4 Collecte des données EMG lors de contractions maximales volontaires isométriques . . . 126
8.2.5 Analyse des données EMG . . . 127
8.2.6 Captures de mouvement de service 3D . . . 129
8.2.7 Vitesse de balle . . . 129
8.2.8 RPE . . . 130
8.2.9 Analyse biomécanique . . . 130
8.2.10 Amplitudes passives de rotation de l'épaule dominante . . . 131
8.2.11 Analyses statistiques . . . 132
8.3 Résultats . . . 132
8.3.1 Données sur les matchs . . . 132
8.3.2 Données EMG lors des contractions maximales volontaires isométriques 132
8.3.3 RPE . . . 133
8.3.4 Vitesse de balle et hauteur d'impact . . . 134
8.3.5 Analyse cinématique . . . 134
8.3.6 Analyse dynamique . . . 135
8.3.7 Amplitudes passives de rotation de l'épaule dominante . . . 137
8.4 Discussion . . . 137
8.4.1 Quantification de la fatigue musculaire . . . 138
8.4.2 Performance : vitesse de balle et hauteur d'impact . . . 139
8.4.3 Risques de blessures : facteurs pathomécaniques et contraintes articulaires 140

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

8.4.4 Risques de blessures : amplitudes passives de rotation de l'épaule . . . 141
8.4.5 Limites . . . 142
8.4.6 Recommandations pratiques aux entraîneurs et aux joueurs . . . 142
8.5 Conclusion . . . 143

9 Conclusion générale **145**

Bibliographie **147**

Liste des figures **165**

Liste des tableaux **168**

10 Valorisation scientifique **169**
10.1 Publications liées à la thèse . . . 169
10.2 Autres publications . . . 170
10.3 Prix . . . 170

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

Chapitre 1

Introduction

La performance du service peut être envisagée selon deux approches. Le service constitue l'une des armes les plus importantes du tennis. Actuellement, il est impossible de faire partie des meilleurs joueurs du circuit professionnel sans une première balle de service à plus de 200 km·h^{-1}. Dans cette optique, la performance à court terme consiste pour le serveur à produire la vitesse de balle la plus élevée possible pour perturber le retour de service de son adversaire et gagner le point en cours. Cependant, à long terme, mal exécutée, cette arme de service peut très vite se retourner contre le serveur. Dès lors, la performance du joueur de tennis s'envisage différemment à l'échelle d'une carrière sportive. Il s'agit pour le joueur non seulement d'être capable de maintenir une vitesse de balle élevée au service tout au long d'un match, d'un tournoi, d'une saison sportive, d'une carrière mais aussi de limiter le risque de blessures articulaires chroniques. En effet, les blessures qui affectent le système ostéo-articulaire constituent un problème majeur de santé publique selon l'INSERM (2008). L'accès de plus en plus large aux activités sportives au cours de ces dernières décennies a fortement multiplié le nombre de blessures au niveau des articulations ou leur usure prématurée chez les sportifs. D'après l'Observatoire du Mouvement (2002), un individu sur deux pratiquant des sports de frappe comme le tennis présente des problèmes au niveau du membre supérieur l'obligeant à interrompre et parfois abandonner son activité sportive. Ces blessures qui concernent tous les joueurs, quel que soit leur niveau de pratique, s'avèrent invalidantes dans la vie de tous les jours et affectent la qualité de vie. Elles peuvent aussi causer l'arrêt d'une carrière de haut niveau et contribuent à augmenter le coût social des blessures sportives. Notre problématique scientifique peut facilement s'illustrer dans la pratique. Hormis le fait d'avoir fait partie des 10 meilleurs joueurs ou joueuses de tennis au monde, quel est le point commun entre Joachim Johansson, Sébastien Grosjean, Maria Sharapova, Juan Martin Del Potro, David Nalbandian, Vera Zvonareva, Tommy Haas ? Tous sont ou ont été de grands serveurs, capables de frapper la balle à des vitesses très impressionnantes, mais ils ont malheureusement dû mettre un terme définitif ou momentané à leur carrière professionnelle suite à des blessures chroniques à l'épaule, au coude ou au poignet. Si certains de ces joueurs sont connus par les amateurs de sport pour leur carrière hors du commun, ils ont fait face à une problématique finalement très commune pour les joueurs de tennis de tous niveaux : comment augmenter la vitesse de balle au service tout en limitant le plus possible les risques de blessures chroniques ?

Par conséquent, le cœur de ce travail de thèse s'attache à analyser, identifier et comprendre les facteurs biomécaniques responsables de l'amélioration de la performance et de l'apparition des blessures articulaires chroniques lors de la réalisation du service au tennis. Afin de mener à bien ce travail, nous détaillerons dans un premier temps les travaux scientifiques de la littérature (chapitre 2) portant sur l'analyse de la biomécanique du service. Puis, nous nous attacherons

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

à présenter le rôle que peut jouer la biomécanique dans la compréhension des mécanismes de blessures sportives ainsi que les données épidémiologiques liées à la pratique du tennis. Nous nous pencherons, ensuite, sur les nombreux facteurs de performance et facteurs de risque de blessures présentés dans la littérature. Le chapitre 3 synthétisera nos objectifs. Notre cheminement scientifique sera abordé au cours des chapitres 4, 5, 6, 7 et 8 faisant référence aux études 1, 2, 3, 4 et 5 mises en place au cours de cette thèse. L'étude 1 ambitionne d'explorer les relations entre les moments cinétiques segmentaires et la vitesse de balle chez des joueurs de tennis professionnels et d'identifier les phases temporelles du service au cours desquelles ces relations sont particulièrement fortes. La seconde étude s'intéresse à l'influence du niveau d'expertise sur la vitesse de balle, les niveaux de contraintes subies par les articulations du membre supérieur, l'efficience des joueurs au service et l'apparition de certaines blessures chroniques. L'étude 3 s'attache à identifier les facteurs "pathomécaniques" du service en comparant les mouvements de joueurs "sains" avec ceux de joueurs "blessés". L'étude 4 s'intéresse aux relations pouvant exister entre la vitesse de balle, les contraintes articulaires et le transfert de l'énergie mécanique lors du service. Enfin, la dernière étude porte sur l'influence de la fatigue musculaire sur la biomécanique, les risques de blessures et la performance du service lors d'un match de tennis prolongé. Enfin, l'ensemble de notre réflexion scientifique sera résumé au cours du chapitre 9 afin de dresser un bilan de notre démarche, de notre méthodologie, de nos résultats et de nos apports pour l'analyse biomécanique du service au tennis.

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

Chapitre 2

Revue de la littérature

2.1 L'analyse du mouvement au service de l'amélioration de la performance sportive

La biomécanique concerne l'analyse des mouvements humains. Elle poursuit deux objectifs bien particuliers dans le domaine sportif : la compréhension de la performance sportive et l'analyse des mécanismes de blessures provoquées par la pratique sportive (Bartlett et Bussey, 2009; Yeadon et Challis, 1994; Elliott, 2006; Knudson, 2007). Concernant la compréhension de la performance, les études biomécaniques analysent les causes et les conséquences d'un mouvement sportif particulier, en apportant notamment des connaissances quant aux lois mécaniques qui régissent les liens entre mouvement et performance. Les causes du mouvement sportif sont appréhendées à travers les données dynamiques (forces et moments de forces) mesurées ou estimées lors d'analyses en laboratoire. Les conséquences du mouvement concernent les paramètres cinématiques généralement décrits en terme de positions, de vitesses ou encore d'accélérations. La biomécanique est un domaine scientifique clé pour la formation des entraîneurs et des sportifs dans la mesure où chaque mouvement sportif particulier possède une structure "mécanique" fondamentale (Elliott, 2006). Si l'œil de l'initié ou de l'entraîneur permet d'appréhender la qualité globale du mouvement via la cinématique gestuelle, la biomécanique permet d'aller plus loin en fournissant l'exactitude et l'objectivité des variables de la performance (Millet et Le Gallais, 2007). La nature balistique des frappes au tennis nécessite des analyses biomécaniques en 3D menées en laboratoire permettant la décomposition du mouvement en plusieurs centaines d'images par seconde. De plus, si la réussite et la performance de chaque frappe sont multifactorielles, elles restent grandement affectées par la technique employée par le joueur (Elliott, 2006). Les études biomécaniques conduites en laboratoire permettent d'isoler ces paramètres techniques de la performance. En effet, pour mieux comprendre le fonctionnement d'une habileté sportive telle qu'une frappe au tennis, un modèle de la performance doit être structuré autour de "déterminants mécaniques", autrement dit, de facteurs ou variables-clé dans le mouvement qui influencent la performance. L'entraîneur qui connaît, comprend et maîtrise ces variables fondamentales clé sera à même d'analyser le mouvement de son joueur et de communiquer avec lui pour le faire progresser (Elliott, 2006).

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

2.1.1 Biomécanique du service au tennis : quelques généralités

Selon Johnson *et al.* (2006), le service est un coup prédominant au tennis car il débute chaque point et son efficacité affecte directement le résultat du match. Le service est le seul coup du tennis où le joueur n'est tributaire que de lui-même quant à la présentation de la balle par rapport à la raquette. Si le service est une habileté fermée qui est sous le contrôle total du joueur, il reste un coup difficile à maîtriser en terme de coordination. D'un côté, le bras gauche, pour un joueur droitier, doit s'élever lentement pour lancer la balle à une hauteur de frappe optimale alors que de l'autre côté, le bras droit et la raquette décrivent un schéma moteur complexe pour frapper la balle avec à la fois de la puissance, de la vitesse et du contrôle. Non seulement les bras réalisent des mouvements différents à des rythmes variés, mais ils doivent aussi coordonner leurs actions avec les membres inférieurs et le tronc. La difficulté de ce coup réside non seulement dans la coordination segmentaire mais aussi dans d'autres paramètres : brièveté du contact balle / raquette à la frappe, franchissement du filet, la cible à viser est horizontale et réduite... A l'aide d'un logiciel analysant en 2D le service d'un joueur donné, Duboy *et al.* (1994) ont choisi tous les paramètres d'entrée de l'impact entre la balle et la raquette : vecteur vitesse de la balle, vecteur spin de la balle, coordonnées de la balle, vecteur orientation de la raquette. Ils ont ensuite uniquement fait varier l'angle d'orientation de la raquette par rapport à l'horizontale d'un pas de 1 degré. Ils se sont aperçus qu'avec un degré en plus la balle était faute puisqu'elle atterrissait hors des limites du carré de service. Avec 3 degrés en moins, la balle terminait dans le filet. Ainsi, pour un service donné, la fenêtre angulaire nécessaire pour réussir dans les conditions énoncées n'était que de 4 degrés. Ce résultat est très faible et exprime la remarquable précision gestuelle que nécessite ce coup chez des joueurs experts.

2.1.2 La vitesse de balle : un critère de performance du service

Il existe différents critères de performance du service (Elliott, 2006) : la vitesse de balle, la quantité d'effet ou de rotation donnée à la balle (Sakurai, 2012) ou encore la précision de la zone atteinte (Goktepe *et al.*, 2009). Parmi ces différents critères, la vitesse de balle est celui qui a été le plus analysé dans la littérature scientifique (Blackwell et Knudson, 2002; Fleisig *et al.*, 2003; Elliott *et al.*, 1995; Girard *et al.*, 2007; Gordon et Dapena, 2006; Moran *et al.*, 2012; Noffal et Elliott, 1998; Pugh *et al.*, 2003; Sprigings *et al.*, 1994; Tanabe et Ito, 2007). En effet, ce critère apparaît comme le plus fondamental pour les entraîneurs et les joueurs car ces derniers doivent constamment relever le défi d'augmenter la vitesse de leur première balle de service pour tenter de dominer leur adversaire en perturbant ou en empêchant le retour de service. Des vitesses de balle élevées au service garantissent un nombre important de points gagnants. Combinées avec un fort pourcentage de premières balles, la probabilité de gagner le match augmente considérablement (Brody, 2003). Lorsque la vitesse de balle dépasse les 45 $m{\cdot}s^{-1}$, soit environ 160 $km{\cdot}h^{-1}$, le nombre d'aces et d'erreurs au retour de service augmente significativement (Figure 2.1) (Haake *et al.*, 2000). Pour les tournois du Grand Chelem entre 1991 et 2008, lorsque le pourcentage d'aces et de services gagnants augmente d'une unité, le joueur a respectivement 1,35 et 1,27 fois plus de chances de gagner le match (Ma *et al.*, 2013).

Chez les meilleurs joueurs du circuit professionnel, une augmentation de la vitesse moyenne au

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

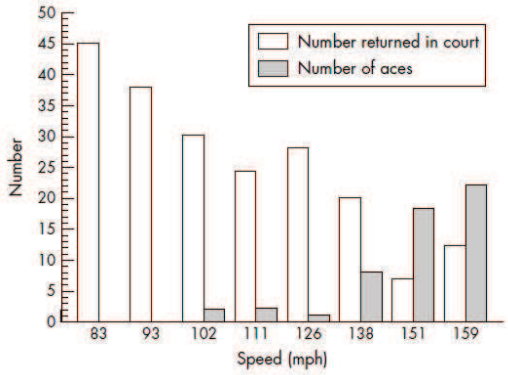


Figure 2.1 - Relation entre la vitesse de balle au service et le nombre de retours de service réussis, d'après Haake *et al.* (2000)

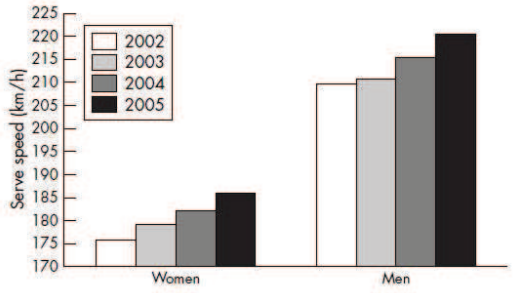


Figure 2.2 - Vitesse de balle moyenne des 20 meilleurs serveurs en Grands Chelems depuis 2002, d'après Miller (2006)

service d'environ 10 km·h^{-1}a été observée entre 2002 et 2005 lors des tournois du Grand Chelem (Miller, 2006) (Figure 2.2). Cette amélioration est la conséquence des profondes mutations vécues par le milieu du tennis au cours des dernières décennies aussi bien du point de vue de l'amélioration du matériel, de la technique de frappe que des méthodes de préparation physique (Abrams *et al.*, 2011). Selon Fleisig *et al.* (2003), la vitesse est un facteur clé de la performance du service et par conséquent, constitue un bon indicateur du niveau d'expertise des joueurs de tennis. En effet, la vitesse de balle augmente avec le niveau d'expertise des joueurs (Girard *et al.*, 2007). Chez des joueurs de niveau national, la vitesse de balle moyenne au service atteint 169,4 $\pm$ 11,3 km·h^{-1}alors qu'elle est inférieure chez des joueurs de club (148,8 $\pm$ 16,3 km·h^{-1}) (Girard *et al.*, 2007). Les records officiels de vitesse sont détenus chez les hommes par Samuel Groth (263 km·h^{-1}) et chez les femmes par Samantha Stosur (208 km·h^{-1}).

2.1.3 Analyse cinématique du service au tennis

2.1.3.1 Phases et description générale du mouvement de service

Pour faciliter son analyse, le service est très souvent divisé en plusieurs phases comprises entre des événement-clé (Bahamonde, 2000; Morris *et al.*, 1989; Reid *et al.*, 2007, 2008; Kovacs et

Ellenbecker, 2011) (Figure 2.3). Le début du mouvement (DM), le lancer de balle (LB), l'instant de flexion maximale du coude dominant (FMC), l'instant où la tête de raquette atteint son point le plus bas dans le dos du joueur (PLBR), l'instant de la rotation maximale externe de l'épaule dominante (RME) et l'impact (IMP) constituent ces événements-clé (Bahamonde, 2000). La phase de préparation débute avec le début du mouvement du joueur (DM) et se termine par le lancer de balle (LB). Ensuite, a lieu la phase d'armé comprise entre le lancer de balle (LB) et la rotation maximale externe de l'épaule (RME). Cette phase d'armé est relativement longue et est donc souvent redivisée en 3 "sous-phases" : le début de l'armé entre LB et la flexion maximale du coude (FMC), le milieu de l'armé entre FMC et le point le plus bas de la raquette dans le dos (PLBR), la fin de l'armé entre PLBR et la rotation maximale externe de l'épaule (RME). La phase d'accélération se déroule entre la rotation maximale externe de l'épaule (RME) et l'impact entre la balle et la raquette (IMP). La phase de décélération apparaît entre l'impact (IMP) et la rotation maximale interne de l'épaule (RMI). Enfin, la phase d'accompagnement a lieu entre la rotation maximale interne de l'épaule (RMI) et la fin (FIN) du service (Morris *et al.*, 1989).

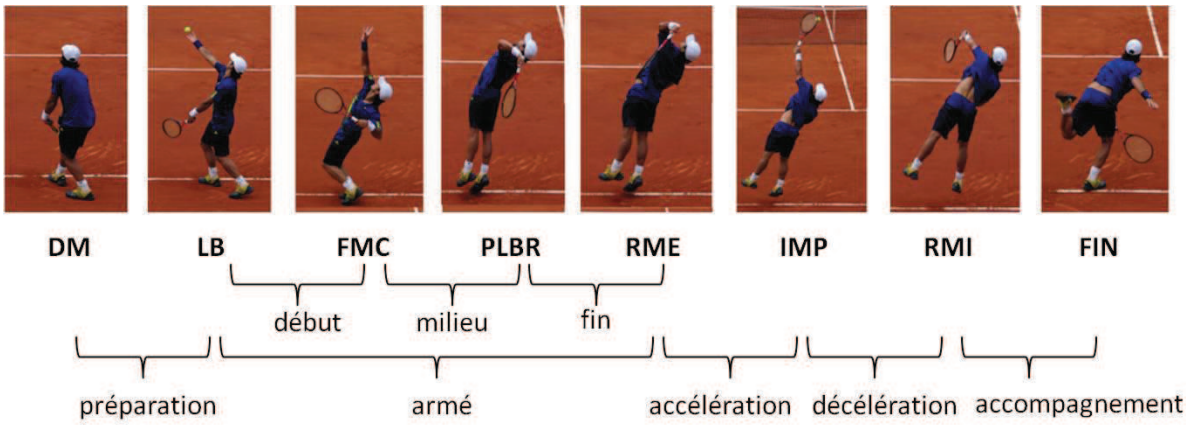


Figure 2.3 - Phases du service

La phase de préparation (DM - LB) : au début de la phase de préparation, les épaules du serveur sont généralement dirigées vers la direction visée. La tête effectue une extension et une rotation vers l'arrière pour permettre au joueur de suivre la balle des yeux tandis que les épaules et le pelvis commencent à tourner autour de l'axe longitudinal du corps (Lee, 1995). Les bras se dissocient : le bras lanceur part vers le haut et l'avant alors que le bras qui tient la raquette part vers le bas et l'arrière avant de se fléchir pour élever la raquette jusqu'en position armée. Au niveau des membres inférieurs, le joueur de tennis garde les pieds au sol et se prépare à générer des forces de réaction vers le haut et l'avant via la flexion de ses genoux qui atteint généralement 70 $\pm$ 10 $^\circ$ (Elliott *et al.*, 2009). Lors de cette phase, le joueur prépare la poussée explosive des membres inférieurs nécessaire pour le propulser vers la phase d'armé.

La phase d'armé (LB - RME) : pendant la phase d'armé, les yeux du joueur sont toujours rivés sur la balle. La tête est en extension. Entre FMC et PLBR, le tronc commence à s'incliner. En même temps, le bras non dominant s'abaisse alors que le bras dominant vient se positionner en abduction et en rotation externe pour élever le coude. Dans le même temps, les jambes produisent une extension puissante qui fait décoller le joueur du sol. A la fin de la phase d'armé, l'épaule est en abduction autour de 90-100 $^\circ$, en position de rotation maximale externe, autour de 172 $^\circ$ et en légère adduction horizontale (7 $^\circ$) (Fleisig *et al.*, 2003).

La phase d'accélération (RME - IMP) : au cours de cette phase, le serveur n'est généralement plus en contact avec le sol. Le tronc commence à ralentir sa rotation vers l'avant alors que le bras initie sa rotation interne et débute son extension pour accélérer la main et la raquette. L'accélération de la raquette avant l'impact s'accompagne de la pronation de l'avant-bras et d'un rapide changement de rotations au niveau du tronc, qui passe de l'hyper extension à la flexion et de la rotation longitudinale vers la droite à celle vers la gauche (pour un joueur droitier). A l'impact, le tronc est fléchi à 48 ° au-dessus de l'horizontal, le bras est en position d'abduction à 101 °, le coude, et les genoux sont légèrement fléchis (Fleisig *et al.*, 2003).

La phase de décélération (IMP - RMI) : c'est une des phases les plus violentes du service qui consiste à freiner de façon excentrique les mouvements du haut du corps, notamment ceux du tronc et du membre supérieur qui tient la raquette (Kovacs et Ellenbecker, 2011). La rotation interne de l'épaule et la pronation de l'avant - bras se poursuivent de façon couplée lors de cette phase. Le bras gauche (pour un droitier) se replie au niveau de l'abdomen du serveur.

La phase d'accompagnement (IMP - FIN) : la raquette, fortement ralentie, poursuit sa trajectoire vers l'avant et la gauche (pour un droitier). Cette phase permet au joueur de se réceptionner au sol sur la jambe gauche (pour un droitier) pour préparer la frappe suivante. La jambe arrière se fléchit et permet au pied de remonter dans le dos du joueur (arabesque).

2.1.3.2 Enchaînement segmentaire et vitesses linéaires aux articulations

Différentes recherches ont suggéré que les habiletés sportives de lancer, ou encore de frappe de balle se déroulent en suivant une séquence proximo-distale au cours de laquelle le mouvement est initié par les segments proximaux du corps les plus lourds et les plus larges (Putnam, 1993). Puis, quand l'énergie augmente, le mouvement progresse vers les segments les plus rapides, petits et légers (Kreighbaum et Barthels, 1985). Selon le principe de sommation des vitesses développé par Bunn (1972), pour produire la vitesse la plus importante possible à l'extrémité d'une chaîne de segments, le segment le plus distal devrait commencer son mouvement à l'instant de la vitesse maximale de son segment voisin proximal. Ainsi, chaque segment successif produirait une vitesse supérieure au segment le précédant à travers une chaîne proximo-distale. Les études d'Elliott *et al.* (1986), de Marshall et Elliott (2000) et de Sheets *et al.* (2011) se sont penchées sur les données cinématiques au cours du service de joueurs de tennis experts. Ces auteurs ont identifié une chaîne cinématique, caractérisée par une augmentation des vitesses linéaires maximales des articulations du corps selon une séquence proximo-distale allant des genoux jusqu'à la raquette (Tableau 2.1) (Figure 2.4). Cette séquence avait été précédemment observée par Vangheluwe et Hebbelinck (1985) uniquement pour les articulations du membre supérieur.

2.1.3.3 Enchaînement segmentaire et vitesses angulaires aux articulations

Entre la rotation maximale externe de l'épaule et l'impact entre la balle et la raquette, une chaîne cinématique de rotations rapides a été observée incluant la rotation du tronc vers l'avant ($280\,^\circ \cdot s^{-1}$), la rotation longitudinale du pelvis ($440\,^\circ \cdot s^{-1}$), la rotation interne de l'épaule

	Elliott et al. (1986)		Van Gheluwe et Hebbelinck (1985)	
Articulation	Vitesse linéaire maximale (m/s)	Temps avant l'impact (s)	Vitesse linéaire maximale (m/s)	Temps avant l'impact (s)
Genou	1,5 ± 0,3	0,19 ± 0,02	/	/
Hanche	2,0 ± 0,4	0,17 ± 0,02	/	/
Épaule	2,7 ± 0,5	0,14 ± 0,01	3,3 ± 0,2	0,10 ± 0,03
Coude	6,7 ± 0,7	0,13 ± 0,01	5,4 ± 2,0	0,09 ± 0,02
Poignet	10,3 ± 0,8	0,08 ± 0,01	8,1 ± 2,0	0,04 ± 0,01
Raquette	34,8 ± 3,4	0,04 ± 0,01	/	/

Tableau 2.1 - Vitesses linéaires résultantes maximales obtenues chez des joueurs de tennis universitaires, d'après Elliott *et al.* (1986) et Vangheluwe et Hebbelinck (1985)

(2420 °·s^{-1}chez les hommes et 1370 °·s^{-1}chez les femmes), l'extension du coude (1510 °·s^{-1}) et la flexion du poignet (1950 °·s^{-1}) (Fleisig *et al.*, 2003) (Tableau 2.2). Les larges vitesses angulaires de la rotation interne de l'épaule et de la flexion du poignet enregistrées chez les joueurs professionnels reflètent l'importance de ces mouvements dans l'action de service au tennis. Alors qu'une séquence proximo-distale concernant les vitesses linéaires maximales aux articulations a été clairement identifiée (Elliott *et al.*, 1986), ce n'est pas tout à fait le cas pour les vitesses angulaires (Marshall et Elliott, 2000; Wagner *et al.*, 2012) (Figure 2.5). En effet, il a été mis en évidence que le pic de vitesse angulaire de flexion du tronc vers l'avant était suivi par ceux de l'extension du coude, de la flexion du poignet, de la rotation interne de l'épaule et enfin, de la pronation de l'avant-bras (Fleisig *et al.*, 2003; Marshall et Elliott, 2000; Wagner *et al.*, 2012). Logiquement, en cas de véritable séquence proximo-distale, les pics de vitesse angulaire de rotation interne et de pronation de l'épaule devraient précéder ceux du coude et du poignet.

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

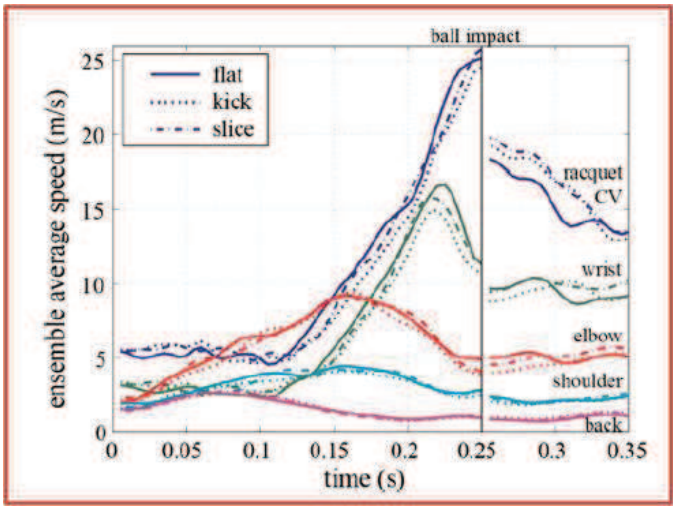


Figure 2.4 - Évolution des vitesses linéaires articulaires au cours du service au tennis, d'après Sheets *et al.* (2011)

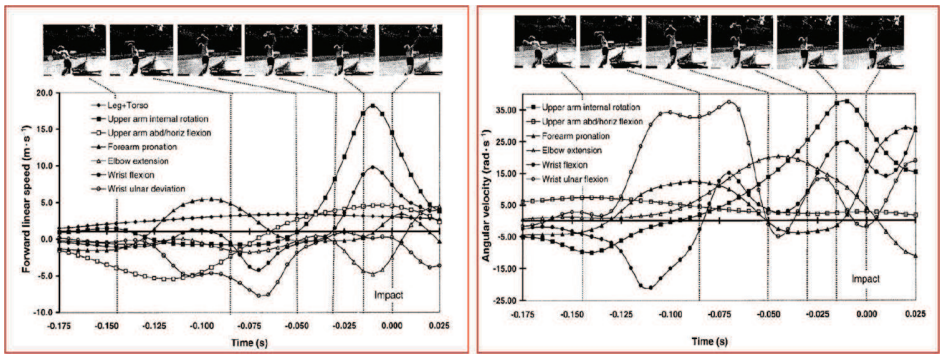


Figure 2.5 - Évolution des vitesses linéaires et angulaires segmentaires au cours du service au tennis, d'après Marshall et Elliott (2000)

Étude	**Population**	**Extension du genou ($^\circ \cdot s^{-1}$)**	**Rotation du pelvis ($^\circ \cdot s^{-1}$)**	**Rotation longitudinale des épaules ($^\circ \cdot s^{-1}$)**	**Rotation interne de l'épaule ($^\circ \cdot s^{-1}$)**	**Extension coude ($^\circ \cdot s^{-1}$)**	**Flexion du poignet ($^\circ \cdot s^{-1}$)**
Vangheluwe et Hebbelinck (1985)	Hommes	/	/	/	/	/	1650 ± 150
Elliott *et al.* (1995)	Hommes	/	/	/	2090 ± 330	1230 ± 180	1720 ± 180
Fleisig *et al.* (2003)	Hommes	800 ± 400	440 ± 90	870 ± 120	2420 ± 590	1510 ± 310	1950 ± 510
Reid *et al.* (2008)	Hommes	533 ± 69	/	/	/	/	/
Elliott et Wood (1983)*	Hommes	/	/	/	470 ± 17	/	1570
Wagner *et al.* (2012)	Hommes	/	510 ± 110	/	5580 ± 2350	1670 ± 380	/
Whiteside *et al.* (2013)	Femmes	/	/	/	2000 ± 297	1524 ± 144	1911 ± 264

Tableau 2.2 - Vitesses angulaires maximales aux articulations au cours du service au tennis. * : Les valeurs présentées dans cette étude ne sont pas maximales

2.1.3.4 Contributions des rotations à la vitesse de la tête de raquette

A partir du calcul des vitesses angulaires des segments impliqués dans le service, différentes études (Sprigings *et al.*, 1994; Elliott *et al.*, 1995; Tanabe et Ito, 2007) ont quantifié les contributions segmentaires et articulaires du membre supérieur à la vitesse linéaire de la tête de raquette à l'impact (Tableau 2.1.3.4). Pour cela, les auteurs ont calculé la vitesse linéaire de la tête de raquette qui est engendrée par chacune des rotations segmentaires du membre supérieur et du tronc au moment de l'impact. Puis, cette vitesse linéaire a été comparée à la vitesse totale de la tête de raquette à l'instant de l'impact. Cette méthodologie a toutefois été remise en cause par Gordon et Dapena (2006) qui ont préféré investiguer les contributions des rotations segmentaires à la vitesse du centre du tamis de la raquette tout au long de la durée du service, et non pas uniquement au moment de l'impact. En effet, selon eux, la méthode employée par Elliott *et al.* (1995), Sprigings *et al.* (1994) et Tanabe et Ito (2007) est réductrice car elle ne tient pas compte des rotations segmentaires qui contribuent de façon importante à la création de la vitesse de la raquette au début du mouvement de service.

Contribution du tronc via le déplacement de l'épaule vers l'avant : la vitesse angulaire de rotation transverse du tronc vers l'avant au cours du service engendre une vitesse linéaire de l'épaule vers l'avant comprise entre 2,0 et 3,0 $m{\cdot}s^{-1}$(Elliott *et al.*, 1986, 1995; Sprigings *et al.*, 1994; Vangheluwe et Hebbelinck, 1985). Par conséquent, il a été mis en évidence que la rotation du tronc contribue modérément à la vitesse de la raquette à l'impact (entre 7,4 et 9,7 %) (Elliott *et al.*, 1995; Sprigings *et al.*, 1994).

Contribution du bras / de l'épaule : la vitesse linéaire de la tête de raquette à l'impact est due entre 30 et 54% à la rotation interne du bras (Elliott *et al.*, 1995; Sprigings *et al.*, 1994; Tanabe et Ito, 2007). Par ailleurs, les autres rotations du bras au cours du service (adduction horizontale et abduction) contribuent de façon relativement importante (entre 6,4 et 24,0 %) à la vitesse de la raquette à l'impact (Elliott *et al.*, 1995; Sprigings *et al.*, 1994; Tanabe et Ito, 2007). Ces résultats ont été confirmés par les travaux de Gordon et Dapena (2006).

Contribution de l'avant-bras / du coude : selon Gordon et Dapena (2006), chez des joueurs de tennis universitaires, la contribution de l'extension du coude à la vitesse de la raquette est assez importante (13,5 $\pm$ 3,6 $m{\cdot}s^{-1}$). De leur côté, Tanabe et Ito (2007) rapportent une faible contribution de l'extension du coude (3,2 $\pm$ 6,0 %). De façon surprenante, les résultats d'Elliott *et al.* (1995) montrent que l'extension de l'avant-bras joue un rôle négatif (-14,2 $\pm$ 6,4 %) dans la création de la vitesse de la raquette au moment de l'impact. D'après Gordon et Dapena (2006), ces divergences sont probablement liées aux différents protocoles utilisés (niveau de jeu des joueurs, méthode utilisée) pour évaluer les contributions des rotations segmentaires.

Contribution de la main / du poignet : au début de la phase de préparation, l'extension du poignet constitue un des principaux contributeurs à la vitesse de la raquette (Gordon et Dapena, 2006). A l'impact, la contribution de la flexion de la main ou du poignet à la vitesse de la raquette est particulièrement importante dans la mesure où elle varie entre 26 et 31,7 % selon les études (Elliott *et al.*, 1995; Sprigings *et al.*, 1994; Tanabe et Ito, 2007).

	Elliott et al. (1995)	Sprigings et al. (1994)	Tanabe et Ito (2007)
Méthode	**Contribution des rotations segmentaires à la vitesse linéaire de la tête de raquette à l'impact (%)**		**Contribution des rotations articulaires à la vitesse horizontale de la tête de raquette à l'impact (%)**
Rotation transverse du tronc	9,7 ± 1,8	7,4	/
Rotation interne du bras ou de l'épaule	54,2 ± 4,1	30	41,1 ± 14,7
Flexion et abduction du bras ou de l'épaule	12,9 ± 5,9	24	6,4 ± 11,7
Extension de l'avant-bras ou du coude	-14,2 ± 6,4	/	3,2 ± 6,0
Pronation de l'avant-bras ou du coude	5,2 ± 4,1	15	3,6 ± 5,0
Flexion de la main ou du poignet	30,6 ± 9,1	26	31,7 ± 9,5
Flexion ulnaire de la main ou du poignet	0,6 ± 1,2	/	0,8 ± 5,9

Tableau 2.3 - Contributions des rotations segmentaires et articulaires à la vitesse de la tête de raquette au moment de l'impact

2.1.3.5 Variations de moment cinétique lors du service

Le service est un coup difficile à maîtriser car il nécessite la création et la combinaison des rotations des différents segments du corps autour de 3 axes : transversal, sagittal ou antéropostérieur et longitudinal (Bahamonde, 2000). Ces rotations sont à l'origine de la création des moments cinétiques segmentaires qui correspondent au produit du moment d'inertie par la vitesse angulaire des segments. Bien que le concept de moment cinétique soit fréquemment invoqué comme un déterminant crucial de la performance du service (Chow *et al.*, 2009; Elliott, 2003, 2006; Girard *et al.*, 2005, 2007; Knudson, 2007; Reid *et al.*, 2008), très peu d'études s'y sont intéressé (Bahamonde, 2000; Gordon et Dapena, 2004; Martin *et al.*, 2012). Seul Bahamonde (2000) a décrit, quantifié et expliqué l'évolution du moment cinétique au cours des différentes phases de service autour des trois axes orthogonaux (transverse, sagittal ou antéropostérieur et longitudinal) chez 5 joueurs de niveau universitaire. D'après ses résultats, la majorité du moment cinétique du corps créé autour de l'axe transverse et vers l'avant est concentrée au niveau du tronc et du bras de frappe. Entre la rotation maximale externe de l'épaule et l'impact, le moment cinétique du tronc autour de cet axe diminue alors qu'il augmente pour le bras et la raquette. Autour de l'axe sagittal, le moment cinétique du corps est principalement le résultat de la rotation latérale du tronc et de l'élévation de l'épaule de frappe en préparation de l'impact. Enfin, le moment cinétique autour de l'axe longitudinal est relativement faible et très variable d'un joueur à l'autre (Bahamonde, 2000). Bahamonde (2000) a remarqué que les serveurs les plus puissants étaient ceux qui possédaient des valeurs élevées de moment cinétique négatif autour de l'axe sagittal alors que les serveurs les moins puissants possédaient des valeurs nulles ou positives de moment cinétique autour de cet axe. Toutefois, aucune donnée scientifique n'a été rapportée à propos des relations entre la vitesse de balle et les quantités de moments cinétiques segmentaires. Par ailleurs, Bahamonde (2000) a décomposé l'évolution du moment cinétique lors du service au tennis en fonction des différentes phases du mouvement. En effet, comme nous l'avons précédemment expliqué, pour faciliter leurs analyses, les scientifiques divisent souvent le service en plusieurs phases qui se déroulent entre des événements-clé (Bahamonde, 2000; Reid *et al.*, 2007, 2008). Cependant, il n'existe aucune connaissance scientifique à propos de l'importance de ces phases temporelles du service au regard des relations possibles entre moments cinétiques segmentaires et vitesse de balle au service. **Ces questions font l'objet de l'étude n°1 de cette thèse.**

2.1.3.6 Les jambes : un premier maillon fondamental pour la performance du service

En biomécanique, le service au tennis est très souvent appréhendé comme une chaîne cinématique (Bahamonde, 2000; Elliott et Wood, 1983; Elliott, 2003; Girard *et al.*, 2005, 2007) qui permettrait de transférer l'énergie mécanique et le moment cinétique depuis les membres inférieurs jusqu'à la raquette (Bahamonde, 2000). En tant que point de départ de la chaîne, les jambes jouent un rôle majeur dans la performance du service au tennis et notamment dans la création de la vitesse de balle. En effet, Girard *et al.* (2007), Reid *et al.* (2008) ont évalué l'influence d'une poussée de jambe limitée sur la performance du service en immobilisant les genoux des serveurs (Figure 2.6). Ils ont mis en évidence que la vitesse de balle, la vitesse de la raquette et la hauteur d'impact augmentent significativement avec une poussée et une action complètes des jambes.

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

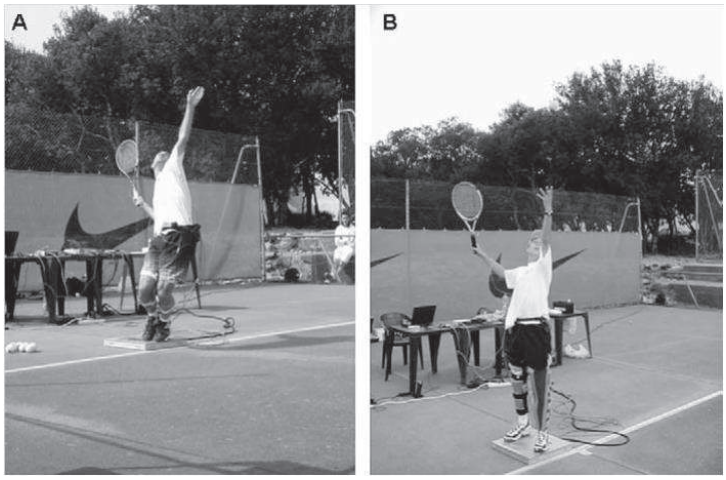


Figure 2.6 - Exemple d'un sujet réalisant un service en conditions normales (A) et avec une action de jambes restreinte (B), d'après Girard *et al.* (2007)

2.1.4 Analyse dynamique du service au tennis

Une analyse pointue du mouvement nécessite indéniablement de déterminer des variables qui ne sont pas directement accessibles ou mesurables, comme c'est notamment le cas pour les forces et les moments résultants aux articulations. Dans la mesure où ces forces et ces moments développés au niveau des articulations sont à l'origine du mouvement observé, et donc responsables de celui-ci, leur estimation comporte des intérêts principaux dans le domaine de l'analyse biomécanique de la performance sportive et de la compréhension des mécanismes de blessures liées à la pratique physique. En effet, dans un souci d'amélioration de la performance, l'analyse dynamique permet d'interpréter la coordination articulaire d'un mouvement sportif. Elle rend aussi possible l'évaluation des contraintes maximales que subissent les articulations lors du mouvement et permet par conséquent d'identifier des liens entre ces contraintes et des pathologies liées à la pratique sportive (Krosshaug *et al.*, 2005; Bartlett et Bussey, 2009). Nous nous pencherons plus tard sur l'intérêt "médical" de l'analyse dynamique au regard des valeurs maximales de contraintes articulaires estimées au cours du service (dans la partie de la revue de littérature concernant les facteurs de risque de blessures).

2.1.4.1 Dynamique inverse

In vivo, il n'est pas possible de mesurer directement les forces et les moments musculaires résultants qui s'exercent aux articulations et qui sont responsables du mouvement sportif. Toutefois, les forces et les moments inter-segmentaires peuvent être estimés par une méthode qui renvoie au problème de la "dynamique inverse" (Hatze, 2000, 2002; Winter, 1990). Pour le mouvement humain, le problème de la dynamique inverse peut être résumé de la façon suivante : à partir du mouvement des segments du corps (trajectoire, vitesse, accélération), il s'agit de déterminer les moments et les forces articulaires qui ont causé ce mouvement (Zatsiorsky, 2002). La dynamique inverse est une méthode itérative qui nécessite de fournir, en entrée, aux équations du mouvement, les paramètres corporels anthropométriques (masses, centres de masse et moments d'inertie), les données cinématiques des différents segments du corps et éventuellement des données dynamiques en fonction du type d'approche choisie (Cahouet *et al.*, 2002; Winter,

1990). Les solutions au problème de dynamique inverse peuvent être obtenues en résolvant les équations du mouvement écrites à l'aide du formalisme de Newton-Euler ou de Lagrange (Zajac et Gordon, 1989). Alors que les équations de Newton-Euler estiment non seulement les moments développés à une articulation, mais aussi les forces de réaction articulaires exercées par le segment proximal sur le segment distal, le formalisme de Lagrange ne permet pas de calculer les forces inter-articulaires. Deux approches sont envisageables pour résoudre le problème de la dynamique inverse : l'approche "top-down" et l'approche "bottom-up". L'approche classique de résolution du problème de la dynamique inverse, nommée "top-down", revient à résoudre itérativement le système des équations d'équilibre dynamique du mouvement, du segment libre vers le segment contraint. C'est cette méthode qui est généralement exploitée pour analyser les aspects dynamiques du service au tennis ou de lancers au baseball (Aguinaldo et Chambers, 2009; Elliott *et al.*, 2003; Fleisig *et al.*, 1995; Reid *et al.*, 2007, 2008). En effet, la simplicité d'utilisation expérimentale de cette méthode réside dans le fait qu'elle exploite uniquement des données cinématiques issues des mouvements du haut du corps ainsi que des données anthropométriques alors que l'approche "bottom-up" utilise plutôt des données cinématiques issues des segments du bas du corps et des données dynamiques liées aux forces de réaction du sol (Iino et Kojima, 2012). Les plateformes de forces permettant d'acquérir les forces de réaction du sol ont tendance à contraindre le mouvement des pieds et à perturber les mouvements naturels des sportifs lors des expérimentations (Iino et Kojima, 2012). Pour cette raison, leur utilisation s'avère limitée (Iino et Kojima, 2012). Si l'approche "bottom-up" est susceptible de produire des résultats plus précis que l'approche "top-down" (Desjardins *et al.*, 1998), la validité de l'approche "top-down" de la dynamique inverse a été validée par Iino et Kojima (2012) pour des mouvements de rotations 3D amples et rapides du tronc. Leurs résultats ont montré des erreurs RMS et des erreurs de valeurs maximales absolues de moments de force généralement inférieures à 10 N.m entre les approches "top-down" et "bottom-up". Ils suggèrent donc que l'approche "top-down" de la dynamique inverse est valable et pertinente pour établir une estimation des moments de force musculaires résultants lors de mouvements sportifs impliquant d'importantes rotations du tronc dans les 3 dimensions de l'espace, comme c'est le cas pour le service au tennis.

2.1.4.2 Évolution générale des forces et moments articulaires lors du service au tennis

Noffal et Elliott (1998) se sont intéressés à l'évolution générale des forces et des moments articulaires à l'épaule et au coude lors du service de joueurs de tennis de haut niveau. Cette évolution s'avère très proche de celle observée pour des mouvements de lancer (Feltner et Dapena, 1986; Fleisig *et al.*, 1995, 1996; Rash et Shapiro, 1995). Toutefois, aucune étude ne s'est intéressée à l'analyse des paramètres dynamiques de sujets de niveaux différents et à l'évolution générale des forces et des moments pour l'articulation du poignet au cours du service. Noffal et Elliott (1998) ont observé de larges forces à l'épaule au cours du service, et notamment au cours des phases d'armé (RLP - MER), d'accélération (MER - IMP) et de décélération (après IMP).

A l'épaule, la force antérieure augmente à partir de l'instant de flexion maximale du coude (FMC) jusqu'à atteindre un pic au cours de la phase d'accélération, juste avant l'impact (Figure 2.7). Concernant les forces supéro-inférieures à l'épaule, au début du service, la force supérieure à l'épaule augmente jusqu'à une valeur maximale au cours de la phase d'armé (RLP - MER). Au cours de la phase d'accélération, cette force diminue puis s'exerce dans la direction inférieure

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

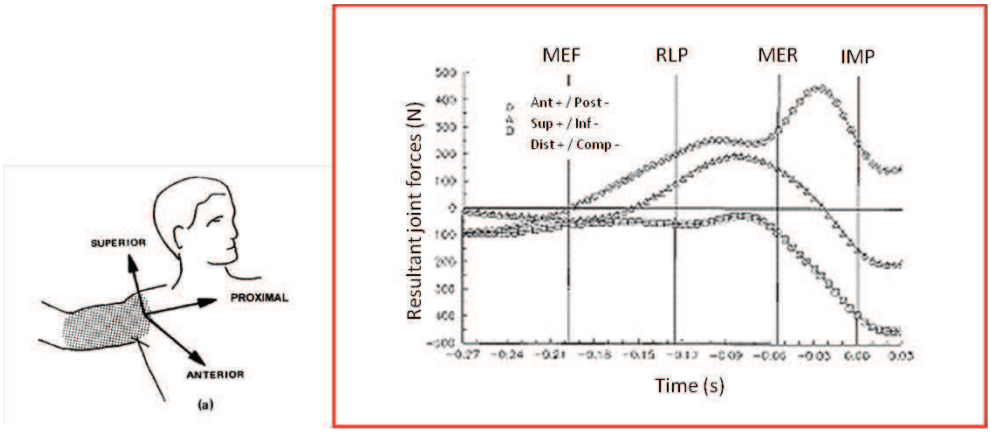


Figure 2.7 - Évolution des forces articulaires à l'épaule au cours du service, d'après Noffal et Elliott (1998). MEF : flexion maximale du coude, RLP : point le plus bas de la raquette dans le dos, MER : rotation maximale externe de l'épaule, IMP : impact.

et atteint son maximum pendant la phase de décélération après l'impact. Pendant tout le mouvement de service, l'épaule est soumise à une force compressive qui augmente très fortement pour devenir maximale à proximité de l'impact (Noffal et Elliott, 1998).

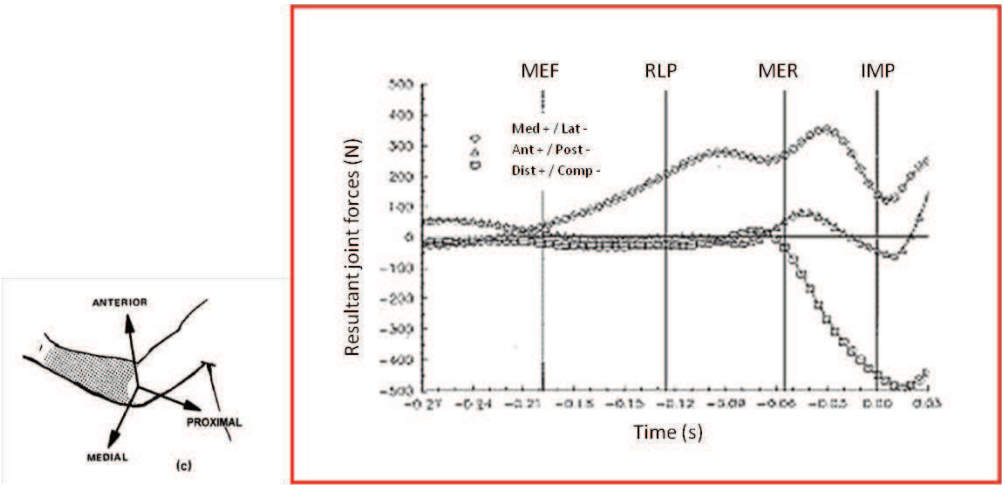


Figure 2.8 - Évolution des forces articulaires au coude au cours du service, d'après Noffal et Elliott (1998). MEF : flexion maximale du coude, RLP : point le plus bas de la raquette dans le dos, MER : rotation maximale externe de l'épaule, IMP : impact.

Tout au long du service, le coude est soumis à une force médiale qui atteint son maximum au cours de la phase d'armé ou d'accélération puis diminue jusqu'à l'impact (Figure 2.8). Au tout début du mouvement de service, une force distractive est observée. Puis, cette dernière devient compressive et augmente pour devenir maximale aux environs de l'impact. On peut également constater que c'est cette force de compression qui atteint les valeurs maximales les plus élevées (Noffal et Elliott, 1998).

En ce qui concerne l'évolution des moments articulaires à l'épaule, le joueur de tennis est soumis à un moment de rotation interne qui atteint son maximum au cours de la phase d'armé puis diminue

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

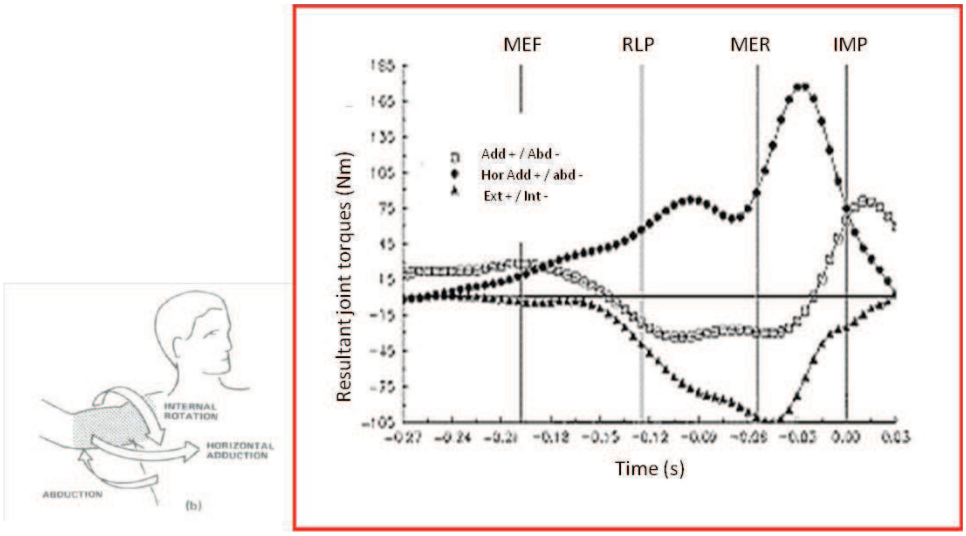


Figure 2.9 - Évolution des moments articulaires à l'épaule au cours du service, d'après Noffal et Elliott (1998). MEF : flexion maximale du coude, RLP : point le plus bas de la raquette dans le dos, MER : rotation maximale externe de l'épaule, IMP : impact.

au cours de la phase d'accélération (Figure 2.9). L'épaule du joueur de tennis subit, de plus, un moment d'adduction horizontale qui augmente jusqu'à la phase d'accélération puis diminue pour devenir un moment d'abduction horizontale dont le pic est obtenu au cours de la phase de décélération. Enfin, en ce qui concerne le moment d'adduction / abduction à l'épaule, Noffal et Elliott (1998) ont remarqué un passage du moment d'abduction en un moment d'adduction avant l'impact, comme c'est le cas pour la passe haute au football américain et lors du tir au waterpolo (Rash et Shapiro, 1995; Feltner et Taylor, 1997).

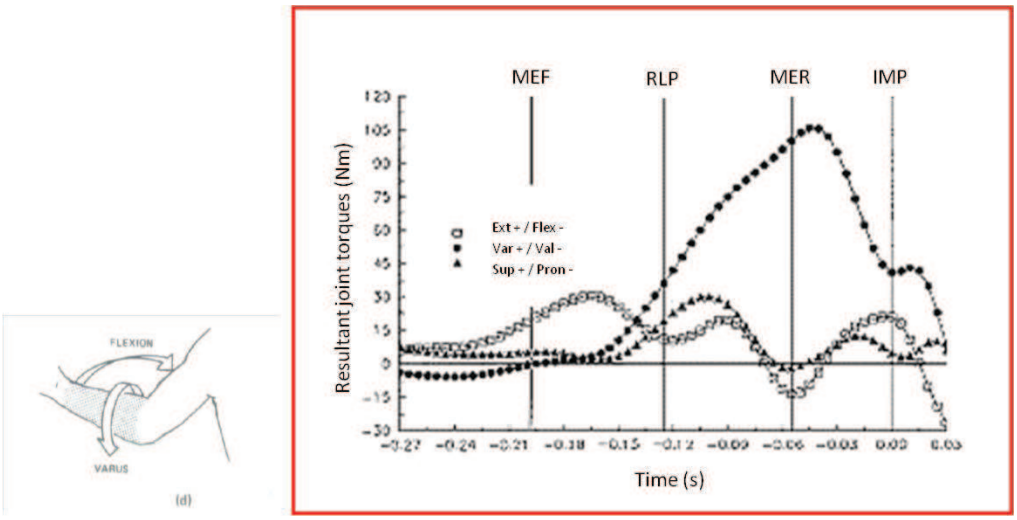


Figure 2.10 - Évolution des moments articulaires au coude au cours du service, d'après Noffal et Elliott (1998). MEF : flexion maximale du coude, RLP : point le plus bas de la raquette dans le dos, MER : rotation maximale externe de l'épaule, IMP : impact.

Dans le cas des moments articulaires au coude, le joueur de tennis est soumis à un moment de varus depuis l'instant de flexion maximale du coude jusqu'à la phase de décélération, avec

un pic à proximité de la rotation maximale externe de l'épaule (Figure 2.10). L'intensité des moments de flexion / extension et de pronation se révèle modérée tout au long du service, ce qui témoigne d'une faible contribution musculaire selon Noffal et Elliott (1998).

2.1.4.3 Forces, moments articulaires et vitesse de balle

La relation entre les forces, les moments résultants aux articulations et la vitesse de balle au service est débattue dans la littérature scientifique. D'un côté, Elliott (2003) ont observé que les joueurs de tennis professionnels atteignaient des vitesses de balle significativement supérieures aux joueuses professionnelles (183 $\pm$ 14 vs. 149 $\pm$ 14 km·h^{-1}) et généraient des forces et des moments articulaires maximales à l'épaule et au coude significativement plus élevés que ceux de leurs homologues féminines. Ce résultat a conduit les auteurs de cette étude à émettre l'hypothèse selon laquelle la vitesse de balle au service pourrait être liée aux valeurs de forces et de moments articulaires mesurés au niveau du membre supérieur. Cependant, dans une étude plus récente, Reid *et al.* (2007) ont comparé les contraintes articulaires à l'épaule obtenues au cours de 2 types de services différents : le service à plat en première balle et le service lifté en seconde balle. Alors que la vitesse maximale de la tête de raquette était significativement supérieure pour le service à plat par rapport au service lifté (43,2 $\pm$ 3,1 vs. 40,3 $\pm$ 2,9 m·s^{-1}), aucune différence significative de forces ou de moments à l'épaule n'a été observée entre les deux types de service. Ainsi, il semble que ce ne sont pas forcément les joueurs qui produisent les forces et les moments les plus élevés qui atteignent les vitesses de balle les plus importantes au service. Ce résultat amène à penser que la relation précédemment évoquée entre la vitesse de balle et les forces et moments articulaires du membre supérieur n'est pas évidente et nécessite des investigations supplémentaires. A ce titre, afin d'évaluer la performance du lancer au baseball, Aguinaldo et Chambers (2009) ont récemment proposé un indicateur d'efficience basé sur le ratio entre forces ou moments articulaires et vitesse de balle. Ainsi, selon ces auteurs, le joueur efficient est celui qui est capable de maximiser la vitesse de balle en réduisant le plus possible les contraintes articulaires, c'est-à-dire les forces et moments de force. Cet indicateur nous apparaît être un critère de performance intéressant à exploiter dans le cadre du service au tennis car il témoigne de la "quantité de contraintes" que les articulations subissent par km·h^{-1}de vitesse de balle générée (Davis *et al.*, 2009). **L'influence du niveau d'expertise sur la capacité du serveur à maximiser sa vitesse de balle tout en limitant les contraintes articulaires fera l'objet de l'étude 2.**

2.1.5 Analyse électromyographique du service au tennis

A cause de son caractère non invasif et de sa facilité d'utilisation in-situ, l'analyse électromyographique de surface est une technique très couramment employée pour mesurer les activations et les caractéristiques des muscles striés squelettiques (Colson, 2010). Ce type d'analyse permet de recueillir grâce à des électrodes disposées à la surface de la peau, les potentiels électriques se propageant au niveau des fibres musculaires actives lors d'une contraction (Basmajian et De Luca, 1985). Très peu d'études ont récolté des données électromyographiques lors du service au tennis. Ryu *et al.* (1988) ont mesuré les activations de huit muscles de l'épaule chez six joueurs de tennis universitaires. Il ressort de cette étude que le sous-épineux et le sus-épineux sont très fortement activés au cours de la phase d'armé pour initier la rotation externe de l'épaule et pour résister aux forces de distraction qui s'appliquent à cette articulation (Escamilla

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

et Andrews, 2009). Les activations du grand pectoral, du grand dorsal et du sous-scapulaire sont les plus élevées au cours de la phase d'accélération dans la mesure où ils se contractent pour générer une forte vitesse de rotation interne à l'épaule et pour accélérer le bras vers l'avant. Le grand dentelé, aidé par le trapèze, est très fortement activé lors des phases d'armé et d'accélération pour permettre l'élévation de l'acromion et positionner la scapula en rotation externe et l'incliner postérieurement par rapport au mouvement rapide de l'humérus. Quand la scapula a tourné d'environ 45 à 60 ° à la fin de la phase d'armé, l'activation du trapèze inférieur est indispensable pour continuer l'élévation de l'acromion et réduire la zone de conflit de la coiffe des rotateurs (Kibler *et al.*, 2007). Au cours des phases de décélération et d'accompagnement, les activations des muscles de la coiffe des rotateurs varient de façon modérée à élevée selon les muscles (Ryu *et al.*, 1988) (Tableau 2.4). L'activation relativement élevée du biceps brachial participe à la stabilisation de l'épaule et à la décélération du coude.

	Phases du service			
Muscles	**Préparation (% CMVI)**	**Armé (% CMVI)**	**Accélération (% CMVI)**	**Accompagnement (% CMVI)**
Biceps brachial	6	39	10	34
Deltoïde moyen	18	23	14	36
Sus-épineux	15	53	26	35
Sous-épineux	7	41	31	30
Sous-scapulaire	5	25	113	63
Grand pectoral	5	21	115	39
Grand dentelé	24	70	74	53
Grand dorsal	16	32	57	48

Tableau 2.4 - Activité des muscles du membre supérieur lors du service au tennis, d'après Ryu *et al.* (1988)

2.2 L'analyse du mouvement au service de la compréhension et de la prévention des blessures sportives

2.2.1 Liens entra analyse du mouvement et pathologies sportives

Récemment, Chan *et al.* (2008) ont proposé un paradigme scientifique, nommé "Orthopaedic sport biomechanics", permettant de mieux comprendre le rôle joué par la biomécanique dans la compréhension, la prévention et la gestion des blessures induites par la pratique sportive. La plupart des blessures articulaires chroniques sont causées par un déséquilibre entre les contraintes induites par le mouvement et les limites que peuvent supporter les structures anatomiques, aboutissant à des atteintes au niveau des tissus musculaires, des tendons et des ligaments.

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

L'analyse biomécanique permet non seulement d'étudier ces contraintes et leurs effets mais aussi d'établir les mécanismes à l'origine de ces blessures (Viano *et al.*, 1989). En identifiant les facteurs mécaniques responsables des blessures lors de la pratique sportive, les études biomécaniques permettent d'améliorer le développement des stratégies de prévention en médecine du sport (Elliott, 1999) qui constituent actuellement un champ d'étude en plein expansion pour assurer l'intégrité physique des pratiquants (Timpka *et al.*, 2006). D'après Chan *et al.* (2008), la biomécanique exerce 3 rôles majeurs : aide à la prévention des blessures et des traumatismes musculosquelettiques, évaluation objective et quantitative des traitements mis en place, surveillance du processus de réhabilitation à long-terme et validation du retour à la pratique sportive. La biomécanique permet de prévenir les blessures sportives à travers une séquence de travaux de recherches articulés autour de 4 étapes majeures (Bahr et Krosshaug, 2005; Van Mechelen *et al.*, 1992) (Figure 2.11). La première étape vise à définir l'étendue du problème posé par une blessure donnée en déterminant sa sévérité. Ensuite, la seconde étape cherche à identifier les facteurs de risque et à établir les mécanismes à l'origine des blessures sportives. Le but de la troisième étape est de proposer des mesures préventives. Enfin, la dernière étape a pour objectif de vérifier l'efficacité de la séquence de prévention préalablement mise en œuvre. Au sein de cette séquence, nous avons choisi de centrer ce travail de thèse sur la seconde étape en lien avec l'identification des facteurs de risque pouvant être à l'origine des blessures articulaires chroniques du membre supérieur lors du service au tennis.

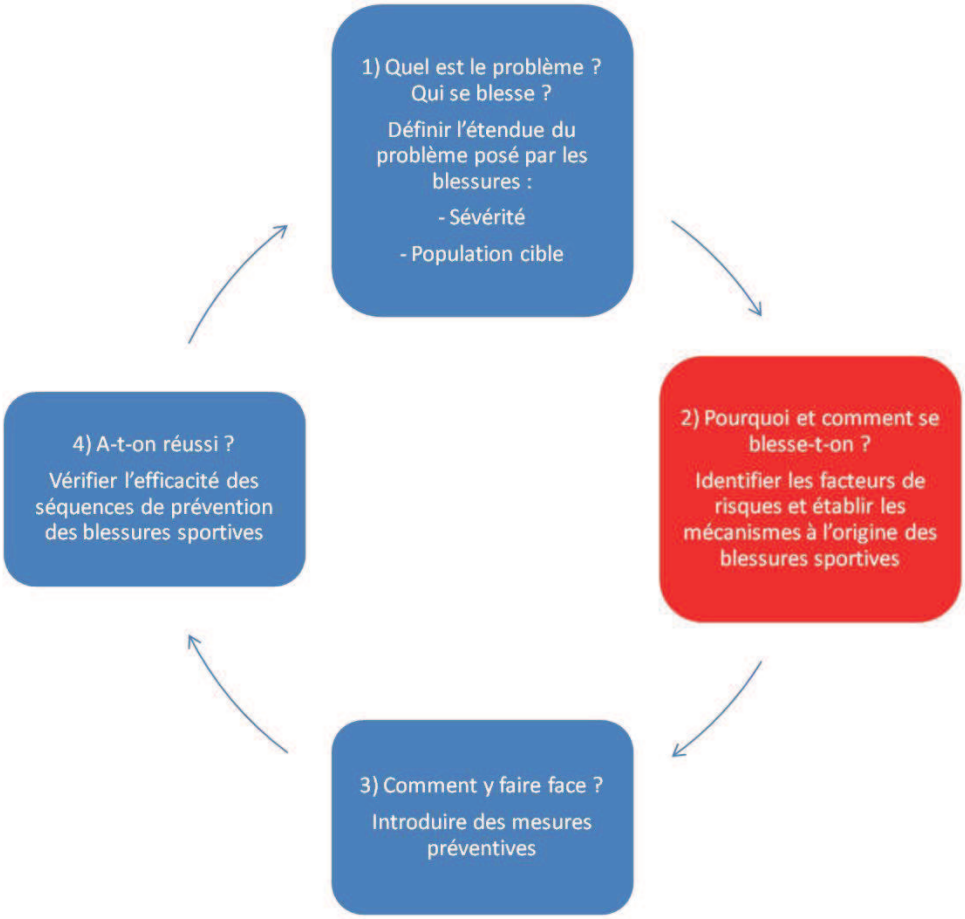


Figure 2.11 - Les 4 étapes de recherche nécessaires à la prévention des blessures, d'après Bahr et Krosshaug (2005)

2.2.2 Les méthodes d'investigation des mécanismes de blessures sportives

Différentes approches méthodologiques sont couramment utilisées dans la littérature scientifique pour faire face à la seconde étape visant à identifier les mécanismes qui causent les blessures articulaires lors de la pratique sportive (Krosshaug *et al.*, 2005) (Figure 2.12). Il nous apparaît important de les détailler pour mettre en évidence leurs avantages et inconvénients au regard de notre problématique scientifique.

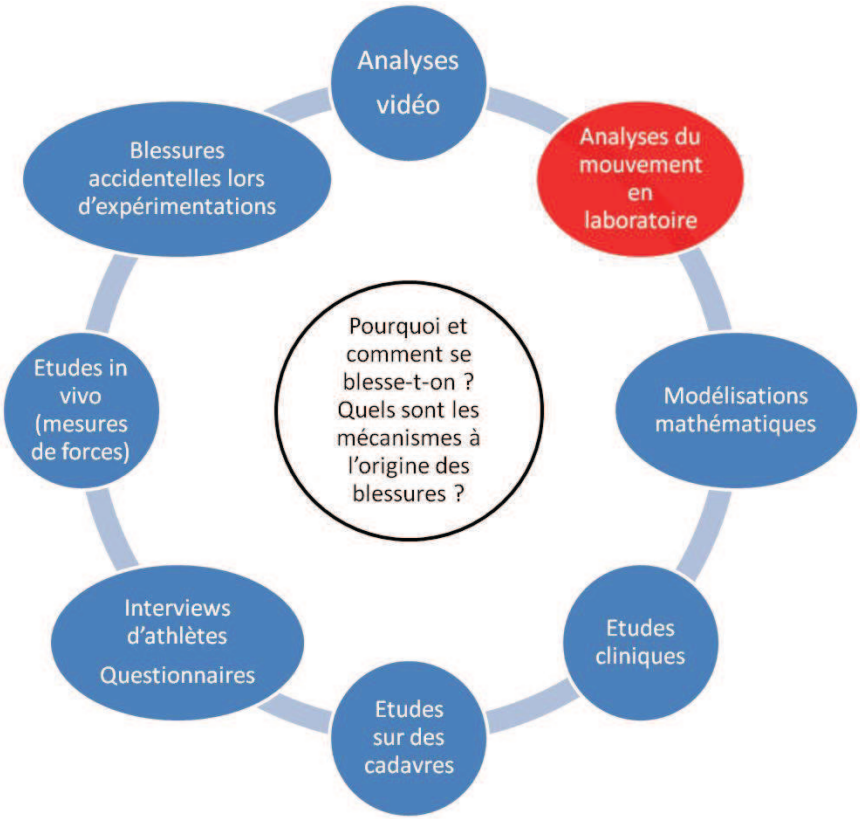


Figure 2.12 - Résumé des approches méthodologiques permettant de décrire les mécanismes à l'origine des blessures sportives, d'après Krosshaug *et al.* (2005)

Interviews d'athlètes : afin de comprendre les causes biomécaniques à l'origine d'une blessure particulière, "l'interview" ou "l'entretien" d'athlète est un moyen qui consiste à obtenir, par l'athlète lui-même, l'entraîneur, le personnel médical ou tout autre personne témoin de l'accident, la description de l'événement ayant causé la blessure (Arnold *et al.*, 1979). La finalité de cette approche consiste à proposer une synthèse des informations recueillies pour une blessure donnée auprès d'une population homogène en terme de pratique sportive, de niveau d'expertise, ou encore de poste occupé au sein d'un sport collectif. Si l'avantage d'une telle approche réside dans la facilité de collection des données (questionnaire, entretien), son principal inconvénient concerne la subjectivité liée à l'interprétation des événements par la personne interrogée. En effet, il est difficile de s'affranchir des biais liés à la mémoire sélective, aux émotions, et aux interprétations personnelles de l'événement traumatique (Krosshaug *et al.*, 2005).

Études cliniques : une autre approche pour comprendre les mécanismes à l'origine des blessures consiste à analyser les dommages corporels qui leur sont associés d'un point de vue clinique. Par exemple, l'imagerie par résonance magnétique (IRM) ou les scanners sont des outils à même de diagnostiquer de façon précise l'endroit de la blessure et constituent donc un moyen pour estimer la localisation et la direction des contraintes mécaniques ayant abouti aux dommages corporels observés. Cette approche a notamment été utilisée chez les joueurs de tennis pour décrire les blessures à l'épaule et au coude (Walch *et al.*, 1992; Godefroy *et al.*, 2010) (Figure 2.13). Toutefois, même si des descriptions exactes de blessures articulaires peuvent être obtenues à partir d'analyses arthroscopiques et d'IRM, il est parfois difficile d'obtenir une idée précise des mécanismes biomécaniques ayant conduit à une blessure donnée. De plus, les images de type IRM ou arthroscopie ne sont pas toujours révélatrices de la présence ou de l'absence de douleurs chez des joueurs de tennis (Gerber, 2011). Ce type d'approche s'avère néanmoins important pour contredire ou confirmer des observations provenant d'autres méthodes, telles que les interviews d'athlètes, la capture de mouvement ou les enregistrements vidéo de blessures sportives accidentelles.

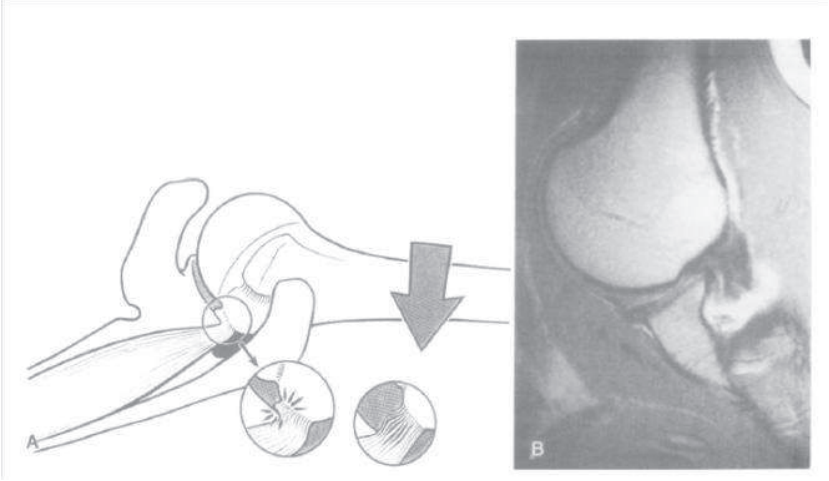


Figure 2.13 - Représentation schématique (A) et imagerie par résonance magnétique (B) du conflit postérieur entre le bord postérieur du bourrelet glénoïdien et le tendon du supra-épineux souvent observé chez les joueurs de tennis, d'après Walch *et al.* (1992)

Mesures de forces et de tensions in-vivo : les études qui mesurent in-vivo les forces et/ou les tensions représentent une autre approche à même de fournir des informations relatives aux contraintes exercées sur les tissus. Les méthodes les plus couramment exploitées pour mesurer des forces et des tensions in vivo utilisent les jauges de forces (Knudson et Blackwell, 1997), les capteurs de tensions musculaires appelés "buckle transducers" et les capteurs à fibre optique (Krosshaug *et al.*, 2005). Toutefois, ces techniques invasives ne peuvent pas être appliquées au cours de mouvements sportifs spécifiques. De plus, les études in-vivo employant ces méthodes se focalisent généralement sur la biomécanique du système musculo-tendineux et sur les processus de réhabilitation plutôt que sur les mécanismes de blessures (Krosshaug *et al.*, 2005).

Blessures au cours d'expérimentations biomécaniques : pour des raisons éthiques évidentes, il est impossible de mettre en œuvre des situations expérimentales dont le but est d'amener les athlètes à se blesser. Cependant, dans de très rares cas, des blessures accidentelles se sont produites au cours d'expérimentations scientifiques (Kristianslund *et al.*, 2011). Même s'il est

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

difficile de tirer des conclusions générales à partir de tels cas individuels, ces études sont à même de fournir des données extrêmement précieuses quant à l'apparition de mécanismes traumatiques lors d'un geste sportif.

Études sur des cadavres ou des mannequins : de nombreuses études portant sur des cadavres se sont intéressées à l'anatomie et aux fonctions des articulations et des ligaments. Une approche très fréquente consiste à mesurer la cinématique d'une articulation avant et après la section d'un ou plusieurs ligaments. Il est aussi possible de mimer le mécanisme supposé d'une blessure en soumettant l'articulation intacte d'un cadavre à une charge provoquant sa rupture pour vérifier si le mécanisme supposé aboutit bien à la pathologie étudiée. Une approche plus sophistiquée revient à employer des jauges de forces pour tester la fonction et la résistance des ligaments sous différentes conditions de contraintes et de charges. Cette méthodologie a notamment été utilisée pour analyser les forces de compression générées au niveau de la coiffe des rotateurs et observer les structures endommagées pour différentes configurations anatomiques de l'épaule (Hughes *et al.*, 2012). Malheureusement, la validité de ces études est souvent limitée par le fait que les cadavres sont âgés et/ou non représentatifs d'une population sportive. De plus, les processus de conservation (froid, dégel) réduisent les charges maximales que les tissus peuvent subir (Clavert *et al.*, 2001). Une autre approche pour investiguer la biomécanique des blessures sportives consiste à opter pour l'utilisation de "mannequins" ou modèles physiques, semblables à ceux exploités dans les crash-tests de voitures. De tels mannequins possèdent l'avantage de pouvoir être instrumentés avec des jauges de contraintes et des accéléromètres. Cette approche a été utilisée pour des recherches sur les mécanismes de blessures à la tête et pour tester des équipements de protection tels que les casques (McIntosh et Janda, 2003). Dans la mesure où les mannequins n'ont pas d'activité musculaire et sont donc passifs, les types de blessures qui peuvent être analysés s'avèrent évidemment limités.

Modélisations mathématiques et simulations informatiques : les études basées sur la modélisation mathématique et la simulation informatique occupent une place grandissante parmi les recherches scientifiques dédiées à la biomécanique orthopédique et sportive. A partir des modèles mathématiques, il est possible, par exemple, d'établir des relations entre des valeurs cinématiques, des forces de réaction du sol et des contraintes mécaniques traumatisantes (Simonsen *et al.*, 2000). Dans cette perspective, Riek *et al.* (1999) ont modélisé de façon informatique l'action du court extenseur radial des carpes lors d'un revers au tennis pour des joueurs novices et des joueurs confirmés dans le but de mettre en évidence un éventuel mécanisme de "tennis-elbow". Plus récemment, un modèle de simulation individuelle a été créé (King *et al.*, 2011), évalué (Kentel *et al.*, 2011) puis exploité (King *et al.*, 2012) pour déterminer l'effet de l'impact balle - raquette sur les contraintes articulaires au coude lors du revers à une main au tennis. King *et al.* (2012) ont ainsi mis en évidence que les impacts de balle décentrés par rapport à l'axe longitudinal de la raquette pouvaient être des facteurs de risque de blessures au coude lors de la frappe de revers. L'avantage de ces méthodes de simulation réside dans le fait qu'il est possible d'investiguer les mécanismes conduisant aux blessures dans un environnement informatique et donc d'éviter tous risques pour les sportifs. En raison de la complexité de l'anatomie humaine et du contrôle neuromusculaire, un modèle de simulation informatique sophistiqué dépend nécessairement de suppositions et de simplifications permettant de gérer les équations décrivant la dynamique du mouvement. Ainsi, le plus grand challenge de cette approche est probablement de vérifier que le schéma de blessure simulée correspond vraiment à ce qui passe dans la réalité.

Analyses vidéo : dans la mesure où la majorité des grandes épreuves sportives nationales et internationales sont filmées et diffusées à la télévision de nos jours, il existe de nombreuses

opportunités de collecter des données liées aux blessures sportives et d'analyser leurs causes mécaniques (Figure 2.14). Toutefois, même si ces analyses vidéo ont un potentiel indéniable pour analyser les mécanismes conduisant aux blessures sportives, ces méthodes apparaissent toutefois limitées pour estimer de façon très précise les données cinématiques à partir de séquences vidéo non calibrées (Krosshaug *et al.*, 2005). Afin de palier au problème de précision, Krosshaug et Bahr (2005) ont développé une nouvelle technique de reconstruction du mouvement humain à partir de séquences vidéo non calibrées ("model based image matching", MBIM technique). Leurs résultats montrent qu'il est possible d'approcher les valeurs angulaires de flexion - extension du genou et de la hanche avec une marge d'erreur inférieure à 12°. Par contre, les estimations concernant les mouvements d'abduction - d'adduction et de rotation externe - interne pour ces mêmes articulations étaient moins précises. Afin d'améliorer l'estimation des valeurs obtenues concernant les vitesses et les accélérations du centre de masse, deux prises de vue ou plus de la même séquence vidéo sont nécessaires. Cette méthodologie a notamment été exploitée à partir de séquences vidéo issues de matchs professionnels pour estimer et analyser des données cinématiques lors de la survenue d'entorse à la cheville chez des joueurs de tennis (Fong *et al.*, 2012). Si la technique de MBIM constitue une avancée scientifique intéressante qui mérite d'être utilisée avec précaution, les analyses vidéo comportent d'une façon générale, encore pour l'instant, divers inconvénients. En effet, les caractéristiques de l'enregistrement vidéo (qualité de l'image, résolution de l'athlète, nombre de vues disponibles, angle de la prise de vue) rendent souvent l'analyse biomécanique difficile et approximative (Krosshaug *et al.*, 2005). De plus, toutes les blessures enregistrées par les équipes médicales ne sont pas identifiables lors des enregistrements vidéo (Andersen *et al.*, 2003). Ainsi, les blessures chroniques qui nous intéressent directement au travers de cette thèse, telles que les déchirures musculaires ou encore les tendinopathies, sont impossibles à analyser à partir d'un seul enregistrement vidéo.

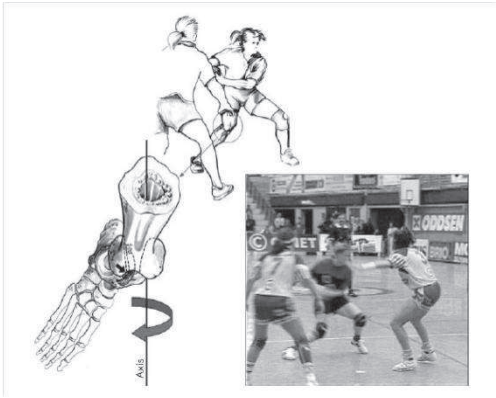


Figure 2.14 - Illustration du mécanisme de blessure du ligament croisé antérieur observé à partir d'une vidéo enregistrée lors d'un match de handball, d'après Olsen *et al.* (2004)

La capture du mouvement en laboratoire : la force des analyses de mouvement en laboratoire via la capture de mouvement réside dans le fait qu'elles sont capables d'obtenir une précision largement supérieure à celle des enregistrements vidéo. En effet, de telles études ont pour but de quantifier et de préciser finement quelles sont les données dynamiques et cinématiques discriminantes lors d'un mouvement sportif supposé "à risque" ou traumatisant, et par conséquent leurs liens éventuels avec des blessures potentielles (Elliott *et al.*, 2003; Fleisig *et al.*, 1995, 1996, 1999). Toutefois, ce type d'analyse possède des inconvénients qui introduisent des erreurs d'estimation des contraintes cinématiques et dynamiques, comme nous l'avons précédemment expliqué. De plus, l'interprétation des résultats est parfois délicate dans le sens où il est diffi-

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

cile de prédire dans quelle mesure les contraintes mécaniques observées exposent l'athlète à un risque élevé de blessure. Pour faire face à ce problème, une approche intéressante et recommandée (Krosshaug *et al.*, 2005) pour évaluer la relation entre les caractéristiques mécaniques d'un mouvement particulier et les risques de blessures notamment chroniques consiste à coupler une analyse en laboratoire avec un enregistrement des blessures subies par les athlètes. Ainsi, Anz *et al.* (2010) ont mis en évidence l'existence de corrélations positives entre le moment de varus au coude, le moment de rotation interne de l'épaule lors de la phase d'armé et les blessures chroniques au coude subies par des joueurs de baseball professionnels. Par conséquent, leurs résultats renforcent l'idée que des contraintes articulaires élevées constituent des facteurs de risque importants dans l'apparition de pathologies articulaires chroniques.

En conclusion, les mécanismes de blessures sportives ne peuvent pas être étudiés via des techniques expérimentales directes mais nécessitent d'être investigués au travers de différentes approches que nous venons de détailler. Il est clairement établi que pour la plupart des blessures sportives, plusieurs approches doivent être combinées pour décrire de façon complète les mécanismes les ayant générées. Chaque approche apporte ainsi sa pierre à l'édifice (Krosshaug *et al.*, 2005). Dans le cadre de cette thèse, nous avons choisi de combiner l'analyse du mouvement en laboratoire à un enregistrement des blessures chez les joueurs de tennis via un questionnaire. En effet, l'un des buts de cette thèse consiste à identifier, au sein du mouvement, des facteurs de risque potentiels de blessures articulaires chroniques du membre supérieur lors du service au tennis.

2.2.3 Épidémiologie des blessures causées par la pratique du tennis

Afin de mieux connaître l'incidence et la prévalence des blessures liée à la pratique du tennis, de nombreuses enquêtes épidémiologiques ont été réalisées. Cependant, la définition même de la notion de blessure soulève de nombreux problèmes et varie fortement d'une étude à l'autre, ce qui peut expliquer les différences obtenues. La majorité des études retient comme définition "*toute blessure ayant nécessité un arrêt de plusieurs jours ou l'absence de participation à une compétition*". Récemment, le concept de blessure liée à la pratique du tennis a été défini par un groupe d'experts internationaux comme : *"toute atteinte physique ou psychologique subie par un joueur et résultant d'un match ou d'un entraînement de tennis, indépendamment de la nécessité d'une attention médicale ou de l'arrêt de la pratique du tennis"* (Pluim *et al.*, 2009). Il est ainsi de coutume de différencier les blessures aigües ou brutales des blessures chroniques. Ainsi, selon Pluim *et al.* (2009), les blessures aigües font référence aux atteintes physiques faisant suite soit à un événement spécifique et identifiable, soit à une douleur soudaine (fractures, déchirures musculaires) alors que les blessures chroniques correspondent aux atteintes physiques se manifestant au cours d'une période de temps définie, par une augmentation graduelle de la douleur sans cause nettement identifiable (syndrome de surentraînement, tendinopathies). En médecine du sport, on définit la blessure chronique comme un problème orthopédique douloureux récurrent ou de longue date affectant le système musculosquelettique et ayant débuté suite à des microtraumatismes répétés (Renstrom, 1991). Les blessures chroniques sont très spécifiques de la pratique sportive et du geste réalisé. La gravité de la blessure, qui s'évalue en terme de jours écoulés entre la date du début de la blessure et la date du retour à 100% à l'entraînement ou à la compétition, sa localisation et son type sont d'autres facteurs de classification (Table 2.5).

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

Durée de l'arrêt	< 1 j	1 à 3 j	4 à 7 j	8 à 28 j	28 j à 6 mois	> 6 mois
Gravité	insignifiante	minimale	légère	modérée	sévère	long-terme

Tableau 2.5 - Évaluation de la gravité de la blessure en fonction de la durée de l'arrêt de la pratique du tennis du joueur concerné, d'après Pluim *et al.* (2009). j : jours.

Concernant les blessures chroniques, les tendinopathies sont très fréquentes chez les joueurs de tennis (Abrams *et al.*, 2012). Le phénomène de "tendinose" fait référence à une dégradation, sans inflammation, de la matrice, des fibres de collagène et/ou des composants vasculaires au niveau du corps du tendon. Chez un tendon affecté par une tendinose, certaines fibres de collagène ne sont plus correctement orientées de façon parallèle ou ne sont plus uniformes en terme de longueur ou de diamètre. Le terme de tendinite est utilisé pour décrire une dégénération symptomatique du tendon accompagnée d'une réponse inflammatoire (Bartlett et Bussey, 2009).

2.2.3.1 Prévalence et incidence

Dans le cadre de recherches épidémiologiques en lien avec les blessures sportives, il est important de distinguer les concepts de prévalence et d'incidence (Knowles *et al.*, 2006). En épidémiologie, la prévalence renvoie à la proportion d'individus dans une population qui sont blessés à un moment donné, alors que l'incidence fait référence au nombre de nouvelles blessures au cours d'une période donnée (Rothman et Greenland, 1998). L'incidence des blessures au tennis varie entre 0,05 (Biener et Caluori, 1976) et 2,9 blessures (Reece *et al.*, 1986) par joueur et par an. Cet indicateur a aussi été évalué en terme d'heures de pratique et fluctue entre 0,11 blessures (Weijermans *et al.*, 1998) et 4,89 blessures pour 1000 heures de pratique (Jayanthi *et al.*, 2005). Les données épidémiologiques montrent en général une prépondérance des blessures au niveau des membres inférieurs (Tableau 2.7) (Tableau 2.8). Toutefois, les membres supérieurs sont davantage touchés par des blessures chroniques que par des blessures aigües. Ces dernières sont prédominantes au niveau des membres inférieurs (Kuhne *et al.*, 2004; Lanese *et al.*, 1990; Montalvan *et al.*, 2004).

2.2.3.2 Conséquences de ces blessures pour les joueurs

Ces blessures qui concernent tous les joueurs, quel que soit leur niveau de pratique, s'avèrent invalidantes dans la vie de tous les jours et peuvent affecter la qualité de vie (Young *et al.*, 2006, 2007). Les conséquences psychologiques de ces blessures chez les passionnés de tennis de tous niveaux peuvent être aussi dévastatrices que les lésions physiques elles-mêmes. Des problèmes de dépression, de baisse de l'estime de soi, d'isolement, de mal-être psychologique sont régulièrement rapportés chez des joueurs blessés (Sosa, 2013). Elles peuvent aussi causer l'arrêt d'une carrière de haut niveau (Young *et al.*, 2006, 2007) et contribuent à augmenter le coût social des blessures sportives (Schmikli *et al.*, 2009).

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

2.2.3.3 Coûts économiques

L'ensemble de ces résultats amène à se poser la question du coût des blessures. Les blessures liées à la pratique sportive constituent 10 à 19 % des blessures traitées aux urgences hospitalières (Bahr et Holme, 2003). Les coûts associés au traitement médical des blessures sportives ont récemment été estimés à 170 millions d'euros par an pour les Pays-Bas (Schmikli *et al.*, 2009). Les coûts annuels indirects, liés à des arrêts de travail suite à ces blessures, ont été estimés à 420 millions d'euros. 66 % de ces coûts, soit environ 277 millions d'euros, concernent des arrêts de travail liés à des blessures survenues dans les 8 disciplines sportives suivantes : football, tennis, course à pied, ski, hockey, gymnastique, volley-ball et l'équitation (Schmikli *et al.*, 2009). Le tennis fait partie du "top 10" des activités physiques et sportives contribuant le plus au nombre total de blessures sportives aux Pays-Bas (Schmikli *et al.*, 2009) (Tableau 2.6). Par conséquent, Schmikli *et al.* (2009) considèrent que les joueurs de tennis constituent une population "cible" qui doit faire l'objet d'une attention particulière de la part des scientifiques et des pouvoirs publics pour la mise en place de recherches et de programmes de prévention des blessures. Le coût économique lié à la prise en charge de patients traités aux urgences pour des blessures induites par la pratique du tennis ont été calculés dans une étude menée aux Pays Bas par le Letsel Informatie System (Oldenziel et Stam, 2008). Selon cette étude, les coûts moyens s'ont passé de 690 dollars US par patient et par an pour la période 1997 à 1999 à 1800 dollars US par patient et par an pour la période écoulée entre 2002 et 2006. Le coût médical total est passé de 4,1 millions de dollars US (1997-1999) à 6,9 millions de dollars US (2002-2006). Ces chiffres révèlent la nécessité de conduire des études scientifiques s'intéressant à la problématique des blessures sportives dans un souci de santé publique et de réduction des frais médicaux associés (Schmikli *et al.*, 2009; INSERM, 2008).

Sport	% de toutes annuelle (%)	Blessures traitées (%)	Incidence pour 10 000 heures
Football	28	53	20,3
Tennis	8	54	9,6
Course à pied	8	45	16,0
Hockey	5	42	20,2
Futsal	4	44	55,2
Volleyball	4	52	16,1
Ski, Snowboard	4	59	12,0
Basketball	3	44	32,0
Fitness	3	49	2,2
Gymnastique	3	49	10,5
Total du top 10	69	50	12,7

Tableau 2.6 - Top 10 des sports contribuant le plus au nombre total de blessures (n= 1 507 000), d'après Schmikli *et al.* (2009). n=nombre de blessures

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

2.2.3.4 Durée d'arrêt

D'après la littérature, la durée moyenne d'arrêt de la pratique du tennis varie entre 5,9 et 48,5 jours par blessure (Biener et Caluori, 1976; Winge *et al.*, 1989; Lanese *et al.*, 1990) et entre 5,7 et 24,2 jours pour 1000 heures de pratique (Lanese *et al.*, 1990). La durée des arrêts de travail induits par les blessures liées à la pratique du tennis est bien inférieure, dans la mesure où les sujets sont souvent capables de continuer leur activité professionnelle malgré une blessure. Elle varie entre 0 et 5 jours par blessure. Entre 16 et 20 % des blessures aboutissent à un arrêt de travail (Weijermans *et al.*, 1998; Kuhne *et al.*, 2004; Oldenziel et Stam, 2008). D'après Breedveld (2003), 5 % des joueurs de tennis ayant fréquenté les urgences entre 1997 et 1999 ont été hospitalisés pour une durée moyenne de 5 jours. Entre 2002 et 2006, ce pourcentage est passé à 6 % et la durée moyenne d'hospitalisation a atteint 3,5 jours (Oldenziel et Stam, 2008). Une étude épidémiologique nationale portant sur plus de 7000 consultations de traumatologie sportive (Menarini, 1994) a rapporté que 83 % des blessures causées par le tennis entraîne un arrêt de la pratique sportive. Cet arrêt dure entre 8 et 30 jours dans 79 % des cas. L'hospitalisation ne concerne que 3 % des joueurs de tennis blessés (Menarini, 1994).

2.2.4 Comparaison des données épidémiologiques entre joueurs de club et professionnels

Différents problèmes légaux et éthiques entravent l'accès aux informations relatives aux blessures dont souffrent les joueurs de tennis professionnels (Martin, 2004). Toutefois, une étude menée par l'Association des joueurs de tennis professionnels (ATP, 2003) s'est intéressée à recenser tous les forfaits et abandons pour causes de blessures sur le circuit professionnel entre 1992 et 2002 (Tableau 2.7). Sur le circuit professionnel, les blessures constituent la première cause de stress chez les joueurs (Young *et al.*, 2007) et sont responsables de retraites anticipées chez 14 % des joueuses (Young *et al.*, 2006).

2.2.4.1 Incidence

Le tennis est un sport pratiqué par des dizaines de millions de personnes autour du monde et la majorité d'entre elles sont des amateurs (USTA, 2006). Pourtant, aucune étude ne s'est intéressée à la comparaison de l'incidence des blessures entre des joueurs de tennis professionnels et amateurs. Toutefois, les données de la littérature issues de différentes études épidémiologiques sont à même de nous éclairer sur ce point malgré les soucis d'ordre méthodologique évoqués précédemment. Ainsi, chez les joueurs professionnels, l'incidence atteint 2,7 blessures pour 1000 heures de pratique (Winge *et al.*, 1989) alors que cet indicateur semble plus élevé chez les joueurs de club : 3,0 - 3,7 blessures pour 1000 heures de pratique (Veijgen, 2007; Jayanthi *et al.*, 2005). Les joueurs de club pratiquant la compétition de façon régulière (joueurs de seconde série française, ITN 3-4) apparaissent comme étant les plus fortement sujets aux blessures. En effet, pour cette population qui nous intéresse directement dans le cadre de cette thèse, Jayanthi *et al.* (2005) ont rapporté une incidence de 4,89 blessures pour 1000 heures de pratique.

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

Étude	Population	Incidence	Membre sup (%)	Membre inf (%)	Epaule (%)	Coude (%)	Poignet (%)
Kamien (1989)	61 H pro.	2,7 bl./1000h	47,5	40	17,5	10,9	10
Reece *et al.* (1986)	24 H élite	2,5 bl./joueur/an	20	59	9,1	7,4	2,3
Kondric *et al.* (2011)	39 H élite	/	/	/	14	/	14
Spreen (2001)	Joueurs pro.	/	/	/	15,8	/	/
Montalvan *et al.* (2004)	Joueurs pro.	/	30	45	8	3	4,5
ATP (2003)	1151 pro.	/	29	46	11	5,2	12,8
Sell *et al.* (2012)	704 pro.	55,6 bl./1000 matchs	36,2	47,9	13,2	7,0	11,1
Moyenne	/	/	32,5	47,6	12,6	6,7	12,6

Tableau 2.7 - Incidence et localisation des blessures rapportées chez des joueurs de tennis professionnels ou élite au cours de différentes études. bl. : blessures, H : hommes, h : heure, pro : professionnel.

Étude	Population	Incidence	Membre supérieur (%)	Membre inférieur (%)	Épaule (%)	Coude (%)	Poignet (%)
Veijgen (2007)	1009 joueurs amateurs	3,0 bl./1000h	36,7	53,3	12	13	6
Jayanthi *et al.* (2005)	140 H joueurs de club	H :3,75 bl./1000h	41	49	15	20	6
Kuhne *et al.* (2004)	110 joueurs de club	1,5 bl./joueur/an	25	64	11,8	4,4	3,6
Chard (1987)	Joueurs de club	/	35	45	9	14,5	7
Von Kramer (1979)	100 H joueurs de club	/	47,5	31,1	5,7	41	1,5
Menarini (1994)	65 joueurs régionaux	/	50	41	22	17	6
Tagliafico *et al.* (2009)	330 joueurs amateurs	/	/	/	/	/	13
Moyenne	/	/	39,2	47,2	12,6	18,3	6,2

Tableau 2.8 - Incidence et localisation des blessures rapportées chez des joueurs de tennis amateurs au cours de différentes études. bl. : blessures, H : hommes, h : heure.

2.2.4.2 Blessures de l'épaule

L'épaule constitue une région anatomique complexe où quatre articulations sont présentes : articulations scapulo-thoracique, acromio-claviculaire, sterno-claviculaire et glénohumérale. Parmi elles, c'est l'articulation glénohumérale qui est la plus fréquemment concernée par les blessures observées chez les joueurs de tennis.

2.2.4.2.1 Incidence

Les blessures de l'épaule représentent un pourcentage relativement élevé chez les joueurs professionnels (entre 8 et 17,5 %) (Tableau 2.7). Les blessures de l'épaule constituent la cause de plainte la plus fréquente enregistrée chez les joueurs professionnels (Winge *et al.*, 1989). Ce chiffre élevé est confirmé par le témoignage de Juan Reque (2005), physiothérapeute du circuit professionnel masculin, qui indique que près d'un quart des joueurs se plaignent de douleurs à l'épaule chaque semaine, et qu'un tiers des joueurs du top 100 ATP renoncent régulièrement à disputer des tournois à cause de problèmes physiques à l'épaule. De la même façon, Priest et Nagel (1976) ont rapporté que 56% des 84 joueurs de haut niveau interrogés ont souffert de symptômes douloureux à l'épaule au cours de leur carrière. Concernant les joueurs amateurs de clubs, les blessures de l'épaule s'avèrent relativement fréquentes, elles représentent entre 5,7 et 22 % des traumatismes subis par cette catégorie de joueurs (Tableau 2.8).

2.2.4.2.2 Les grands types de blessures chroniques de l'épaule rencontrés par les joueurs de tennis

Le terme de "disabled throwing shoulder" (DTS) est un concept général qui décrit les limites fonctionnelles qui existent notamment chez les joueurs de tennis atteints de symptômes à l'épaule et qui les empêchent de frapper la balle de façon optimale (Burkhart *et al.*, 2003; Kibler et Thomas, 2012). Pour un grand nombre de cas, la DTS résulte d'un phénomène en cascade au sein duquel l'épaule du sportif subit une série d'altérations qui portent atteinte à son intégrité physique et à sa performance (perte de vitesse de balle, perte de contrôle) (Burkhart *et al.*, 2003; Kibler et Thomas, 2012).

Les SLAP lésions : Ce sont les blessures les plus fréquemment associées au phénomène de Disabled Throwing Shoulder (DTS) observé chez les lanceurs et les joueurs de tennis (Burkhart *et al.*, 2000, 2003; Kibler et Thomas, 2012). Elles affectent généralement la partie postéro-supérieure du bourrelet glénoïdien même s'il arrive qu'elles puissent s'étendre antérieurement. Deux théories s'affrontent pour expliquer l'origine de ces lésions (Kibler et Thomas, 2012). D'un côté, l'étroitesse de la capsule articulaire glénohumérale liée au déficit de rotation interne entraînerait un mécanisme "d'épluchage" du complexe labrum - tendon du biceps quand le bras est en position d'abduction à 90 ° et en rotation externe (Burkhart *et al.*, 2003; Braun *et al.*, 2009) (Figure 2.15). De l'autre, les contraintes placées sur le tendon du biceps avec la répétition des enchaînements rotation interne / rotation externe de l'épaule conduiraient au déchirement du labrum et à son détachement du bourrelet glénoïdien (Conway, 2002).

Tendinites du biceps : Les blessures du tendon du long biceps sont moins fréquentes que les SLAP lésions chez les joueurs de tennis (Kibler et Thomas, 2012). Elles conduisent à des dou-

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

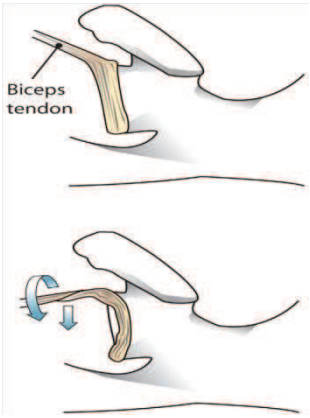


Figure 2.15 - SLAP lésion causée par un mécanisme "d'épluchage". Le dessin du haut représente le tendon du biceps et l'insertion du biceps sur la partie supérieure du labrum en position de repos. Le dessin du dessous représente le complexe biceps-labrum lorsque le bras est en abduction à 90 ° et en rotation externe. La rotation postérieure du tendon du biceps tend à détacher l'insertion tendineuse du biceps et la partie supérieure du labrum du bourrelet glénoïdien, d'après Braun *et al.* (2009).

leurs chroniques sur le devant de l'épaule suite à des contraintes répétées au niveau de cette zone lors des phases d'accélération et de décélération du bras au cours desquelles le biceps joue un rôle important (Warner et MacMahon, 1995; Kibler et Thomas, 2012; Mayle *et al.*, 2009). Aucun mécanisme spécifique pour ce type de blessures n'a été rapporté dans la littérature.

Blessures de la coiffe des rotateurs : Ces blessures sont courantes chez les joueurs de tennis. Elles englobent aussi bien les tendinites que les déchirures partielles et superficielles ou encore les déchirures complètes et profondes des tendons et des muscles de l'épaule qui résultent d'importantes contraintes et/ou de microtraumatismes répétés (Burkhart *et al.*, 2003; McLeod et Andrews, 1986). Ces déchirures sont fréquemment observées à la jonction des insertions tendineuses des muscles supra-épineux et infra-épineux (Jobe, 1995) et au niveau du tendon du muscle sous-scapulaire (Braun *et al.*, 2009). Elles peuvent être causées par un conflit sous-acromial qui résulte de la compression de la coiffe des rotateurs entre l'arche coraco-acromiale et la tête humérale. La migration de la tête humérale induite par la fatigue ou une technique de service incorrecte peut exacerber les douleurs (Braun *et al.*, 2009). Enfin, un conflit postéro-supérieur existe quand la surface inférieure de la coiffe des rotateurs entre en contact avec la partie postéro-supérieure du labrum quand le bras est en abduction et en rotation externe au cours de la phase d'armé du service.

Instabilités de l'épaule : Les termes de "micro-instabilité" ou de "laxité pathologique" sont fréquemment utilisés pour décrire l'acquisition d'une laxité au niveau de la capsule articulaire de l'épaule qui engendre la translation de la tête humérale lors du mouvement du bras. Ce phénomène résulte de la répétition de contraintes articulaires de cisaillement élevées au cours des phases d'armé et d'accélération du bras (Jobe, 1995). S'il est clairement établi qu'un certain degré de laxité est nécessaire pour atteindre un haut niveau de performance dans les activités de lancer ou de frappe telles que le baseball et le tennis, les chercheurs s'accordent sur le fait qu'une laxité excessive est associée à des douleurs, de l'inconfort et au développement de pathologies de l'épaule (Braun *et al.*, 2009).

2.2.4.3 Blessures du coude

2.2.4.3.1 Incidence

Les blessures du coude semblent être moins fréquentes chez les professionnels (3 à 10,9 %) (Tableau 2.7) que chez les amateurs (4,4 à 40 %) (Tableau 2.8), même s'il convient de rester vigilant quant à la comparaison des résultats entre études épidémiologiques (Abrams *et al.*, 2012). 37 % des 84 joueurs élites de l'étude de Priest *et al.* (1977) ont affirmé avoir souffert de symptômes majeurs au coude en lien avec la pratique du tennis au cours de leur carrière. La proportion des joueurs amateurs ayant rapporté avoir souffert de douleurs tendineuses au coude à un moment donné de leur carrière varie entre 31 et 57 % (Carroll, 1981; Kamien, 1988, 1989; Priest *et al.*, 1977; Nirschl, 1977) (Tableau 2.9). Entre 45 et 59 % des joueurs amateurs ont identifié le service comme étant un coup associé à leurs douleurs au coude (Kamien, 1988; Priest *et al.*, 1980a,b), tandis que 25 % des joueurs ont identifié le service comme le coup du tennis le plus traumatisant (Priest *et al.*, 1980a,b). De façon intéressante, Kamien (1989) a rapporté une forte prévalence des douleurs médiales au coude (30 %) dans une étude portant sur 260 joueurs de club en Australie. 36 % des joueurs amateurs blessés interrogés par Kamien (1988) ont trouvé la douleur tellement intense qu'ils n'étaient plus capables d'utiliser leur coude pour les tâches de la vie quotidienne. La durée moyenne du "tennis elbow" chez ces joueurs était de 38 semaines avec un arrêt moyen de la pratique du tennis d'environ 22 semaines. Chez les joueurs présentant un tennis elbow au niveau de l'épicondyle médiale, le service et le coup droit constituent les frappes les plus douloureuses (Kamien, 1988).

2.2.4.3.2 Les grands types de blessures chroniques du coude rencontrés par les joueurs de tennis

Tennis elbow latéral ou épicondylite latérale : Selon Mayle *et al.* (2009), 50 % des joueurs de tennis amateurs éprouvent des douleurs du tendon du court extenseur radial du carpe au niveau de l'épicondyle latéral. Les contractions excentriques importantes et répétées du court extenseur radial du carpe seraient responsables de ces douleurs chroniques (Riek *et al.*, 1999). Ces douleurs seraient provoquées par une extension trop prononcée du poignet juste avant l'impact avec la balle (Eygendaal *et al.*, 2007).

Tennis elbow medial ou épicondylite médiale : L'épicondylite médiale est plus commune que le tennis elbow latéral chez les joueurs de tennis professionnels ou experts suite à des flexions répétées du poignet lors du mouvement de service (Mayle *et al.*, 2009). Elle est causée par des douleurs à la base des tendons des muscles fléchisseurs du poignet et pronateurs de l'avant - bras au niveau de l'épicondyle médiale.

Pathologies du ligament collatéral-médial : Ces pathologies se caractérisent par des douleurs localisées sur le bord médial du coude, notamment lors des phases d'armé et d'accélération du service. En effet, la bande antérieure du ligament collatéral médial est le principal stabilisateur face aux contraintes subies par le coude au cours du geste de lancer ou de service (Cain *et al.*, 2003). Ces dernières peuvent excéder les limites mécaniques du ligament et produire sa dégradation et sa rupture (Fleisig *et al.*, 1995).

Atteintes du nerf ulnaire : Le nerf ulnaire traverse le bras pour entrer dans l'arcade du fléchisseur ulnaire du carpe puis descend dans la loge antérieure du bras jusqu'au poignet. La compression

du nerf ulnaire peut avoir lieu à différents endroits tout au long de ce trajet. Les atteintes chez les joueurs de tennis peuvent être induites par des contraintes de valgus, de compression, par une hypertrophie des muscles fléchisseurs ou encore des frictions diverses (Cain *et al.*, 2003).

Ostéochondrite dissécante du capitulum : Elle concerne des douleurs au niveau de la face postérieure du capitulum. Les forces de compression élevées qui s'appliquent au cours du service sont reconnues pour causer des perturbations de vascularisation de l'ossification au niveau du capitulum huméral ou de la tête radiale (Cain *et al.*, 2003; Eygendaal *et al.*, 2007).

Syndrome de valgus extension et conflit postérieur olécrano-huméral : La combinaison répétée des actions d'extension et de valgus du coude lors du service peut entraîner ce que Wilson *et al.* (1983) ont nommé le "valgus extension syndrome". Ce syndrome peut conduire à des excroissances exubérantes de tissus osseux (ostéophyte) au niveau des aspects postérieur et postéromédial de l'olécrane, causer des fissures cartilagineuses (chondromalacies) et une perturbation de la formation osseuse (Atwater, 1979; Fleisig *et al.*, 1995). Le conflit postérieur du coude est lié à ce syndrome qui entraîne la butée de l'olécrane et des tissus mous dans la fosse postérieure du coude. Il provoque des douleurs en extension au niveau de la partie postérieure du coude lors du service au tennis (Eygendaal *et al.*, 2007) (Figure 2.16).

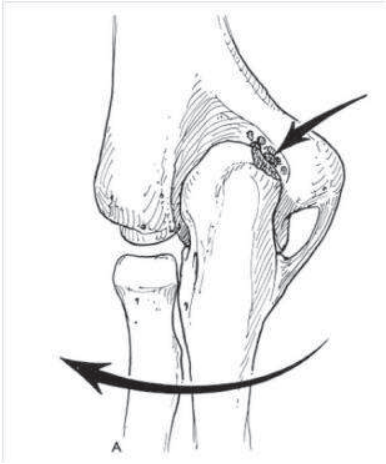


Figure 2.16 - Phénomène de valgus - extension conduisant à un conflit postérieur olécrano-huméral, d'après Eygendaal et Safran (2006).

Étude	Protocole	Collection des données	Population	Définition "blessure du coude"	Incidence au cours de la carrière	Gravité
Kamien (1988)	R	Q et I	260 joueurs de club (187 H, 73 F)	Avez vous déjà eu des douleurs au niveau du coude ayant entraîné de l'inconfort ou l'arrêt de la pratique du tennis ?	57%	36% ne pouvaient plus utiliser leur bras dans la vie de tous les jours 59% ont dû arrêter la pratique du tennis
Kitai *et al.* (1986)	Q	Q et ED	150 membres de 4 clubs de tennis	Toutes les douleurs au niveau du coude	51%	/
Carroll (1981)	R	Q et I	74 joueurs de club	Pas de définition	35%	1 joueur a été opéré
Priest *et al.* (1980a)	R	Q	2633 joueurs de club (1343 H et 1290 F)	Douleurs au niveau au coude	31%	130 joueurs ont reçu des injections de cortisone
Gruchow et Pelletier (1979)	R	Q	532 membres d'un club (278 H et 524 F)	Pas de définition	39,7%	3 joueurs ont été opérés

Tableau 2.9 - Comparaison des blessures du coude chez les joueurs de tennis de club. Incidence au cours de la carrière = pourcentage des joueurs qui souffrent ou qui ont souffert dans le passé de douleurs au coude ; ED = enregistrement direct ; F = femmes ; H = hommes ; I = interviews, Q = questionnaires, R = étude rétrospective.

2.2.4.4 Blessures du poignet

Selon Kibler et Chandler (1994), les blessures chroniques du poignet constituent des problèmes relativement peu fréquents chez les joueurs de tennis, par comparaison aux douleurs de l'épaule et du coude (Tableau 2.8) (Figure 2.17). Tagliafico *et al.* (2009) ont rapporté que 13 % des joueurs non professionnels souffraient de douleurs à cette articulation qui les éloignaient de la compétition pendant 69 jours en moyenne.

2.2.4.4.1 Les grands types de blessures chroniques du poignet rencontrés par les joueurs de tennis

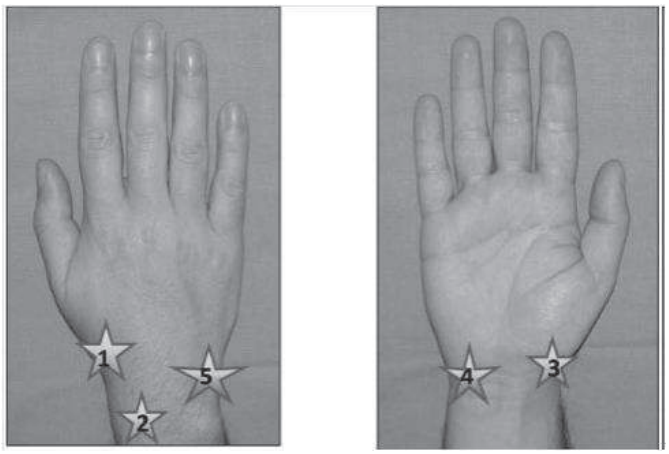


Figure 2.17 - Localisations principales des blessures du poignet rencontrées chez les joueurs de tennis. 1 : ténosynovite de De Quervain, 2 : syndrome d'intersection, 3 : ténosynovite FCR, 4 : lésions du complexe fibro-cartilagineux triangulaire, 5 : lésions du tendon extenseur ulnaire du carpe, d'après Tagliafico *et al.* (2009)

Lésions traumatiques du complexe fibro-cartilagineux triangulaire : Le complexe fibro-cartilagineux triangulaire est une structure ligamentaire et cartilagineuse importante dans la stabilisation de l'articulation radio-ulnaire distale. Les douleurs de ce complexe apparaissent généralement sur le côté ulnaire du poignet suite à des contraintes répétées de torsion du poignet (mouvements extrêmes de pronation et supination) (Rettig, 1998). Il a été rapporté que la répétition de forces proximales pouvait induire des lésions dégénératives de ce complexe, notamment au niveau de la portion centrale du cartilage (Dell, 1992).

Ténosynovite de De Quervain : La ténosynovite de De Quervain constitue une des tendinopathies les plus courantes chez les joueurs de tennis (Rettig, 1998). C'est une inflammation de la gaine synoviale et des tendons du long abducteur et du court extenseur du pouce qui frottent contre le processus styloïde du radius suite aux forces de cisaillement et à la déviation ulnaire excessive et répétée de la main au cours de la pratique du tennis (Parmelee-Peters et Eathorne, 2005; Rettig, 1994, 1998).

Lésions traumatiques et tendineuses du poignet : Lors du passage du poignet de l'extension - supination à la pronation - flexion notamment lors de la réalisation d'un service lifté au tennis, la gaine fibreuse du tendon de l'extenseur ulnaire du carpe peut se déchirer, entraîner son insta-

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

bilité, et parfois se luxer en avant du processus styloïde de l'ulna (Parmelee-Peters et Eathorne, 2005). Les tendinopathies du fléchisseur ulnaire du carpe et du fléchisseur radial du carpe sont aussi observées chez les joueurs de tennis (Parmelee-Peters et Eathorne, 2005).

Syndrome d'intersection : Le syndrome d'intersection concerne une inflammation douloureuse suite à des frictions localisées au point de croisement de plusieurs muscles et tendons (long abducteur et court extenseur du pouce, long et court extenseur radial du carpe). Il fait suite à des actions d'extension et de flexion répétées du poignet, comme c'est le cas lors des mouvements de service (Parmelee-Peters et Eathorne, 2005).

2.3 Facteurs de performance, facteurs de risque et blessures

Les facteurs de risque sont des éléments qui augmentent les chances du sportif de se blesser (Bartlett et Bussey, 2009). Ils sont généralement divisés en deux grandes catégories : d'une part, les facteurs intrinsèques liés à l'athlète lui-même, et, d'autre part, les facteurs extrinsèques en rapport avec l'environnement du sportif (Van Mechelen *et al.*, 1992; Meeuwisse, 1994; Kannus, 1997; Bahr et Holme, 2003; Bartlett et Bussey, 2009). D'après le modèle explicatif de Meeuwisse (1994), les facteurs intrinsèques augmentent le risque de traumatismes en prédisposant le sportif à certains types de blessures. Les facteurs extrinsèques rendent l'athlète encore plus vulnérable aux blessures. Il est, toutefois, important de mentionner que la simple présence de ces différents facteurs de risque n'est pas toujours suffisante pour effectivement conduire le sportif à se blesser. La blessure n'arrive, en effet, que sous l'effet d'un "événement déclencheur". Dans le cas de blessures chroniques, l'événement déclencheur ne comprend pas seulement le mouvement, l'entraînement ou le match au cours duquel la douleur apparaît de façon nette mais aussi le nombre de répétitions gestuelles, le programme d'entraînement et de compétition que l'athlète a suivi au cours des semaines et des mois précédant la blessure (Bahr et Holme, 2003). Dans la littérature scientifique, il est coutume de séparer les facteurs de risque qui peuvent être modifiés ou corrigés et ceux qui ne sont pas "modifiables" (Bahr et Holme, 2003). Bien que les facteurs de risque tels que l'âge ou le sexe du sujet ne doivent pas être négligés, il apparaît plus pertinent de s'intéresser aux facteurs de risque potentiellement modifiables à travers l'entraînement physique et/ou l'amélioration du mouvement sportif (Bahr et Holme, 2003). C'est pourquoi nous avons fait le choix de mettre l'analyse de la technique de service et des contraintes articulaires qu'elle entraîne au cœur de ce travail de thèse. En se basant sur le modèle explicatif de Meeuwisse (1994) et sur les classifications proposées par Kannus (1997) et Bartlett et Bussey (2009), on peut considérer que les blessures articulaires chroniques du membre supérieur chez les joueurs de tennis résultent de l'interaction complexe de facteurs de risque intrinsèques et extrinsèques détaillés ci-dessous (Figure 2.18). Si certains facteurs de performance et de risque sont clairement identifiés, la plupart reste à l'état de suppositions ou d'hypothèses dans la littérature (Figure 2.19).

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

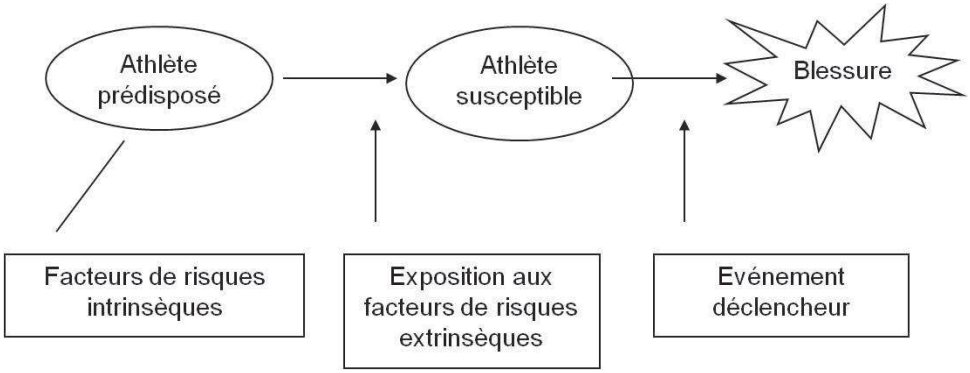


Figure 2.18 - Modèle explicatif des causes multifactorielles de blessures sportives, adapté de Meeuwisse (1994)

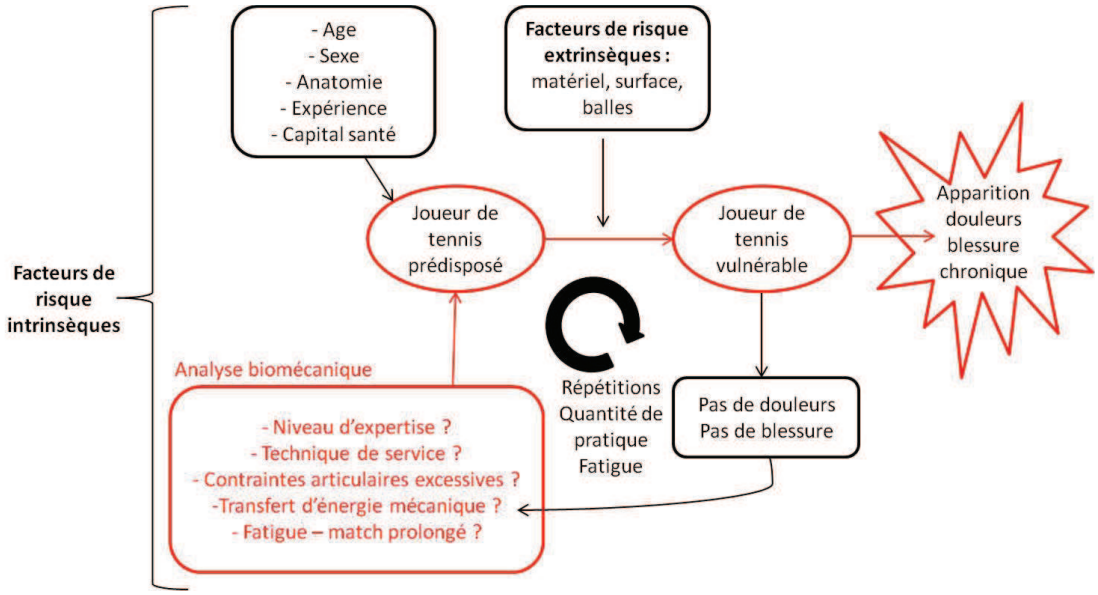


Figure 2.19 - Modélisation du mécanisme d'apparition de la blessure chronique au tennis

2.3.1 Facteurs intrinsèques

Les facteurs intrinsèques correspondent aux facteurs qui affectent les tissus et les structures corporelles à l'intérieur de l'athlète (Bartlett et Bussey, 2009). Ils incluent généralement l'âge, le sexe, l'existence ou non de blessures dans le passé ("capital santé"), l'anatomie, la technique de mouvement, l'expérience, la composition corporelle ou encore le contrôle moteur (Bartlett et Bussey, 2009; Bahr et Holme, 2003; Meeuwisse, 1994; Meeuwisse *et al.*, 2007).

2.3.1.1 Âge

D'une façon générale, les jeunes et les athlètes vétérans sont généralement considérés comme des populations à risque en ce qui concerne les blessures sportives (Bartlett et Bussey, 2009). L'effet de l'âge sur le risque de blessures au cours de la pratique du tennis est controversé. D'une part, il a été investigué aux Pays-Bas par le biais d'un enregistrement continu des bles-

sures traitées au service des urgences de 15 hôpitaux et centres médicaux (Letsel, 1999-2003). D'après cette étude, le risque de blessure augmenterait avec l'âge, passant de 0,01 blessures par joueur et par an pour les jeunes joueurs (6 - 12 ans) à 0,5 blessures par joueur et par an pour les joueurs de plus de 75 ans. D'autre part, il a été récemment mis en évidence que le nombre de blessures était indépendant de l'âge des joueurs (Jayanthi *et al.*, 2005; Veijgen, 2007).

2.3.1.2 Sexe

Chez les compétiteurs amateurs, aucune différence significative n'a été obtenue entre les taux de blessures enregistrés chez des hommes et des femmes pratiquant le tennis (Lanese *et al.*, 1990; Sallis *et al.*, 2001). Par contre, il a été démontré que les hommes présentaient un taux de blessure significativement supérieur (2,7 blessures pour 1000 heures de pratique) aux femmes (1,1 blessures pour 1000 heures de pratique) ($p<0.05$) au sein d'une population de joueurs professionnels (Winge *et al.*, 1989).

2.3.1.3 Déséquilibre musculaire

Au niveau de l'articulation glénohumérale, les muscles rotateurs internes (sous-scapulaire, grand pectoral, grand dorsal, grand rond) insérés sur les parties antérieure et médiale de l'humérus sont ceux qui contribuent majoritairement à la création de la vitesse de la raquette au service (Escamilla et Andrews, 2009). A l'inverse, les muscles attachés à la scapula ou au niveau de la partie postérieure de l'humérus (et notamment le sous-épineux et le petit rond) sont impliqués dans la décélération de la raquette au service (Escamilla et Andrews, 2009). De ce fait, les rotateurs internes et externes remplissent des rôles différents qui induisent des adaptations musculaires particulières (Codine *et al.*, 1997). Par conséquent, différents auteurs se sont penchés sur les adaptations musculaires induites par la pratique du tennis en tant que facteurs de risque potentiels de blessures au tennis (Chandler *et al.*, 1992; Codine *et al.*, 1997; Koziris *et al.*, 1991; Kibler et Safran, 2012). Il a été mis en évidence que des joueurs de tennis présentaient des muscles rotateurs internes de l'épaule plus forts que les rotateurs externes (Ellenbecker, 1991, 1992; Chandler *et al.*, 1992; Codine *et al.*, 1997; Koziris *et al.*, 1991). Plus précisément, les résultats obtenus à partir de tests iso-cinétiques à 60 °par seconde sur le bras dominant (en position d'abduction de l'épaule à 90 °et de supination) chez des joueurs de tennis ont révélé que la valeur maximale de force concentrique de rotation externe de l'épaule n'atteignait qu'environ 60 % de celle mesurée pour la rotation interne (Chandler *et al.*, 1992). Le déséquilibre musculaire induit par la pratique intensive du tennis ou des activités de lancer est perçu comme un problème pouvant déstabiliser l'articulation glénohumérale notamment lors de la phase de décélération du bras après l'impact (Ellenbecker *et al.*, 2003). L'incapacité des rotateurs externes à négocier, après l'impact, les forces élevées et répétées générées par les rotateurs internes expose les joueurs de tennis à des risques importants de blessure. En effet, il est admis qu'une augmentation de la force des rotateurs internes sans hausse concomitante de celle des rotateurs externes peut s'avérer pathologique (Chandler *et al.*, 1992). Par conséquent, il est recommandé que la force concentrique des rotateurs externes atteigne entre 66 et 80 % de celle des rotateurs internes pour conserver un certain équilibre musculaire (Ellenbecker et Roetert, 2003; Kibler et Thomas, 2012).

2.3.1.4 Les dyskinésies de la scapula

La scapula est amenée à bouger au cours du mouvement de service pour stabiliser l'articulation de l'épaule : rétraction progressive, rotation vers le haut, inclinaison postérieure, rotation interne/externe. Les dyskinésies concernent les anomalies de position ou de fonctionnement statique de la scapula au cours du mouvement. Elles impliquent généralement un manque de rétraction et d'inclinaison postérieure amenant la scapula dans une position de protraction, de rotation externe excessive et d'inclinaison antérieure. Ces déséquilibres fonctionnels entraînent des conflits au niveau de la coiffe des rotateurs et augmentent les contraintes sur la capsule antérieure de l'épaule (Kibler et Thomas, 2012). Elles sont associées avec 67 à 100 % des blessures de l'épaule (Warner *et al.*, 1992) et sont susceptibles d'augmenter les contraintes articulaires au niveau du coude au cours du service (Kibler et Sciascia, 2004). En effet, Hjelm *et al.* (2012) ont identifié que les joueurs de tennis avec une position anormale et décollée de la scapula présentaient des risques importants de blessures au niveau du membre supérieur (épaule, coude et poignet).

2.3.1.5 L'expérience et le niveau d'expertise

Veijgen (2007) et Hjelm *et al.* (2012) ont rapporté que l'expérience était un facteur de protection face aux blessures tennistiques, notamment celles qui affectent le membre supérieur. En effet, dans une étude portant sur une population de jeunes joueurs âgés de 12 à 18 ans, il a été mis en évidence que plus le nombre d'années à pratiquer le tennis était faible, plus le risque de blessure du membre supérieur était élevé (Hjelm *et al.*, 2012). L'expérience et le niveau d'expertise permettraient non seulement au joueur de mieux se connaître et donc d'aménager de façon judicieuse leur quantité de pratique mais aussi de maîtriser des techniques de mouvement a priori moins traumatisantes. **Nous nous intéresserons plus précisément à cette question dans l'étude 2 en comparant des joueurs professionnels et des joueurs classés en seconde série française.**

2.3.1.6 Contraintes mécaniques excessives aux articulations

Les contraintes mécaniques font référence aux forces et aux moments de forces appliqués au niveau des structures articulaires. Il existe 3 grands types de contraintes mécaniques unidirectionnelles qui tendent à déformer les structures du corps humain. Les contraintes de compression provoquent le raccourcissement et l'écrasement des structures articulaires. Les contraintes de distraction entraînent l'allongement, l'étirement et le rétrécissement des structures articulaires. Enfin, les contraintes de cisaillement causent la déformation angulaire des structures articulaires (Figure 2.20). La théorie des contraintes mécaniques est actuellement la théorie la plus admise dans la littérature scientifique pour expliquer les mécanismes qui conduisent aux blessures chroniques, notamment tendineuses et articulaires (Archambault *et al.*, 1995; Khan *et al.*, 1999). Selon cette théorie, une mise en charge importante et répétée des structures tendineuses et ligamentaires peut entraîner des modifications pathologiques au niveau de leur matrice extracellulaire ou de leurs composants cellulaires.

Alors que les ligaments connectent les os entre eux, les tendons connectent les muscles aux os. Les enthèses, qui correspondent aux points d'insertion des tendons et des ligaments aux

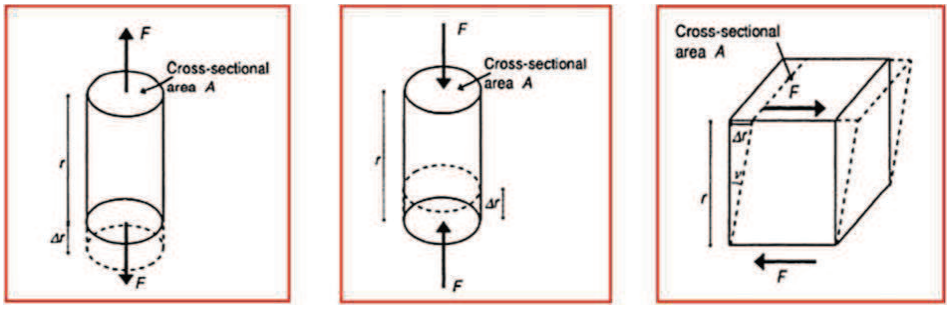


Figure 2.20 - Les trois grands types de contraintes articulaires : distraction, compression, cisaillement (de gauche à droite), d'après Bartlett et Bussey (2009)

structures osseuses au niveau des différentes articulations du corps (sites d'insertion, jonctions ostéo-tendineuses, jonctions ostéo-ligamentaires), sont particulièrement vulnérables aux blessures chroniques car elles sont soumises à des contraintes mécaniques importantes lors de la pratique physique et sportive (Benjamin *et al.*, 2006). Ces enthèses constituent des zones de transition qui permettent la transmission et la dissipation de l'énergie mécanique (Benjamin *et al.*, 2006). Quand les contraintes excèdent les limites mécaniques des structures tendineuses et/ou ligamentaires, et ce de façon répétée, des lésions progressives peuvent conduire à des ruptures structurelles. Les fibres de collagène commencent à glisser les unes entre les autres, causant leur rupture et leur dénaturation. Ce phénomène entraîne douleurs et œdème inflammatoire (Fredberg et Stengaard-Pedersen, 2008). Ainsi, parmi tous les facteurs de risque régulièrement avancés pour les activités sportives de lancer et de frappe (baseball, tennis, handball), les contraintes articulaires excessives (forces et moments de forces) sont généralement considérées comme un facteur de risque crucial causant des microtraumatismes répétés à l'origine des blessures chroniques (Kibler, 1995; Kannus, 1997; Lintner *et al.*, 2008; Anderson et Alford, 2010). En effet, dans la littérature, il apparaît logique de considérer que les joueurs qui subissent des contraintes articulaires particulièrement élevées sont ceux qui risquent le plus de se blesser (Reid *et al.*, 2007). Cette théorie de longue date associant contraintes articulaires excessives et incidence des blessures chroniques a été récemment confirmée pour le lancer au baseball (Anz *et al.*, 2010). Ainsi, au sein d'une population de joueurs de baseball professionnels, il a été mis en évidence que l'augmentation des contraintes articulaires à l'épaule et au coude à l'instant de rotation maximale externe de l'épaule était associée à l'augmentation des blessures du coude (Anz *et al.*, 2010). Concernant le tennis, le service est reconnu comme un mouvement sportif traumatisant, dans la mesure où il a été démontré qu'il provoque des contraintes articulaires élevées au niveau du coude et de l'épaule chez des joueurs experts (Elliott *et al.*, 2003; Reid *et al.*, 2007; Noffal et Elliott, 1998; Legnani et Marshall, 1993). En effet, des valeurs maximales de moments de rotation interne de l'épaule et de varus du coude allant respectivement de 50 à 94 Nm et de 74 à 106 Nm ont été rapportées au cours du service (Tableau 2.10).

Or, tout moment supérieur à 50 N.m au niveau d'une articulation du membre supérieur est considéré comme un facteur significatif de "surcharge" potentiellement dangereux pour l'intégrité physique du joueur (Dillman *et al.*, 1995). Ces valeurs maximales apparaissent généralement au cours de la phase d'armé, qui apparaît donc comme une phase "critique" du service, au regard des traumatismes articulaires encourus par les joueurs (Figure 2.21). De plus, des valeurs élevées de forces articulaires, notamment au niveau de l'épaule, représentant entre 3 et 7 fois le poids du corps d'un joueur de tennis de 81 kg, ont été calculées (Elliott *et al.*, 2003). Il est intéressant de remarquer que le niveau des contraintes articulaires calculées au cours du service au tennis est proche de celui obtenu chez des joueurs de baseball lors du lancer (Fleisig *et al.*,

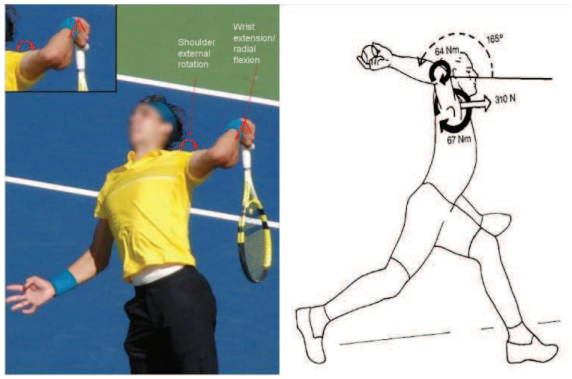


Figure 2.21 - L'armé est une phase "critique" aussi bien pour le service au tennis, d'après Kovacs et Ellenbecker (2011) que pour le lancer au baseball, d'après Fleisig *et al.* (1995)

1995, 1999) (Tableau 2.10). Selon Lintner *et al.* (2008), ces contraintes articulaires (forces et moments) inhérentes à la réalisation du service au tennis ont le potentiel de créer des blessures chroniques chez les joueurs. Néanmoins, les contraintes articulaires et leurs implications potentielles dans diverses blessures chroniques observées chez les joueurs de tennis, n'ont pas encore été investiguées pour différents niveaux d'expertise. Toutes les études passées sur ce sujet se sont, en effet, uniquement intéressées aux joueurs professionnels (Elliott *et al.*, 2003; Reid *et al.*, 2008). L'indicateur d'"efficience" (ratio entre contraintes articulaires et vitesse de balle) a été exploité pour évaluer les relations entre la technique de lancer, les contraintes articulaires et la vitesse de balle chez de jeunes joueurs de baseball (Davis *et al.*, 2009). Les résultats ont mis en évidence que les joueurs de baseball avec un geste de lancer techniquement correct présentaient des contraintes articulaires inférieures à l'épaule et au coude et une "efficience" de lancer supérieure aux joueurs faisant des erreurs techniques. La capacité à diminuer la "quantité" de contraintes par $km{\cdot}h^{-1}$de vitesse de balle générée pourrait diminuer les microtraumatismes cumulés, répétés, subis par les articulations du membre supérieur tout au long de la carrière du sportif (Davis *et al.*, 2009). **Par conséquent, l'étude 2 fera l'objet d'une comparaison du niveau d'expertise (professionnels vs. amateurs) sur le niveau d'efficience, de contraintes articulaires subies et les risques potentiels d'apparition de blessures chroniques du membre supérieur**.

Étude*	Population	Moment de rotation interne de l'épaule (N/m)	Moment d'adduction horizontale de l'épaule (N/m)	Moment de varus du coude (N/m)	Moment de flexion du coude (N/m)	Force antérieure à l'épaule (N)	Force proximale à l'épaule (N)
Elliott (2003)	8 joueurs de tennis professionnels	71 ± 15	108 ± 25	78 ± 12	37 ± 23	292 ± 120	608 ± 110
Reid (2007)**	12 joueurs de tennis de haut niveau	23 ± 8	/	/	/	167 ± 47	229 ± 52
Noffal (1998)	1 joueur de tennis élite	94	82	106	/	445	352
Legnani (1993)	1 joueur de tennis professionnel	90	110	75	35	/	/
Fleisig (1999)	60 joueurs de baseball professionnels	68 ± 15	109 ± 85	64 ± 15	58 ± 13	390 ± 90	1070 ± 90
Fleisig (1995)	26 joueurs de baseball élites	67 ± 11	100 ± 20	64 ± 12	61 ± 11	380 ± 90	660 ± 110

Tableau 2.10 - Valeurs maximales de moments et de forces articulaires rapportées au cours du service au tennis dans différentes études. ** : Les valeurs présentées dans cette étude ne sont pas maximales. * : Seul le premier auteur de chaque étude est mentionné. N : newtons, m : mètre.

2.3.1.7 Technique de mouvement et facteurs pathomécaniques

De par sa nature balistique, les vitesses et les positions qu'il entraîne, le service au tennis est un mouvement potentiellement traumatisant. Au cours de la phase de préparation, l'activité du joueur peut se résumer en un travail musculaire contrôlé au cours duquel la plupart des articulations présentent des mouvements d'amplitude que l'on peut qualifier de "normale ou physiologique", car non-extrême. Par conséquent, le risque de blessure y est très faible (Lee, 1995). Par contre, à la fin de la phase d'armé, la capsule antérieure et les ligaments de l'articulation glénohumérale ainsi que ceux de l'articulation du coude sont soumis à un étirement proche de leurs limites physiologiques. En effet, l'articulation de l'épaule est en abduction autour de 90 - 100°, en position de rotation maximale externe autour de 172°et en légère adduction horizontale (7°) (Fleisig *et al.*, 2003). Normalement, dans cette position statique, l'articulation de l'épaule est verrouillée ("closed packed position") et devrait être au maximum de sa stabilité puisque c'est dans cette configuration que les surfaces articulaires et osseuses sont les plus congruentes. Toutefois, la nature dynamique du service au tennis compromet cette stabilité articulaire à la fin de la phase d'armé et augmente considérablement les risques de blessure (Lee, 1995). La phase d'accélération consiste à libérer l'énergie mécanique vers la raquette en accélérant notamment les rotations des segments et des articulations du haut du corps, ce qui peut s'avérer très traumatisant (Lee, 1995). Les phases de décélération et d'accompagnement constituent aussi des phases "à risque" dans la mesure où elles permettent l'absorption de l'énergie mécanique mais aussi le freinage des segments et des articulations dans un laps de temps très court (Lee, 1995). Si le service apparait par nature comme un mouvement potentiellement traumatisant, la technique de mouvement employée par le joueur peut augmenter ou réduire le risque de blessures qui lui est associé. En effet, l'utilisation d'une mauvaise technique sportive a été avancée comme étant un facteur de risque potentiel pour les blessures chroniques (Fredberg et Stengaard-Pedersen, 2008). Par conséquent, le service au tennis n'échappe pas à cette idée (Elliott *et al.*, 2003; Ilfeld, 1992; Kibler et Thomas, 2012; Lintner *et al.*, 2008). En effet, il apparaît logique de penser que toute mauvaise coordination peut entraîner une sollicitation excessive d'une ou de plusieurs articulations, avec des risques pathologiques sous-jacents (Bartlett et Bussey, 2009). Cette hypothèse est confirmée par le ressenti de 49 % des joueurs de tennis blessés au coude pour lesquels une "mauvaise technique" constitue la cause principale de leur blessure (Kamien, 1988). Une vingtaine de joueurs participant à cette étude ont affirmé avoir consulté des entraîneurs pour améliorer leur technique dans l'espoir de supprimer leurs douleurs et tous ont rapporté que cette démarche les a aidés à éliminer leurs problèmes articulaires (Kamien, 1988). Différentes études se sont penchées sur l'influence de la technique de revers au tennis sur la pathologie du "tennis elbow" (Blackwell et Cole, 1994; Knudson et Blackwell, 1997; Riek *et al.*, 1999). Le "tennis elbow" a aussi fait l'objet d'une étude en lien avec la technique de service des joueurs (Ilfeld, 1992). Ainsi, chez les 7 joueurs de tennis amateurs de cette étude qui souffraient de "tennis elbow", les douleurs étaient attribuées principalement à une erreur technique : la pronation excessive de l'avant-bras. Afin de soulager ces douleurs, un traitement médical couplé à une modification de la technique gestuelle a été mis en œuvre. Ce protocole a abouti à un résultat positif (diminution ou arrêt des douleurs) chez 82 à 90 % des patients traités (Ilfeld, 1992). Elliott *et al.* (2003) se sont intéressés à l'influence de variables techniques du service (amplitude de la flexion des genoux, type de préparation) sur les contraintes articulaires générées au niveau du membre supérieur. Ils ont ainsi mis en évidence qu'une faible flexion des genoux (inférieure à 10°) au cours de la phase d'armé du service augmentait significativement le moment de rotation interne de l'épaule (+ 15%) et le moment de varus du coude (+ 18%), par rapport à une flexion des genoux supérieure à 10°. Aucune différence significative de vitesse de balle n'a été obtenue entre les 2 groupes de joueurs (flexion inférieure à 10°vs. flexion supérieure à 10°). Concernant le type de préparation, les résultats de l'étude d'Elliott

et al. (2003) n'ont montré aucune différence significative de vitesse de balle et de moments maximaux de rotation interne de l'épaule et de varus du coude entre les joueurs qui utilisent une préparation abrégée et ceux qui servent avec une préparation complète (Figure 2.22). Par contre, les valeurs maximales de force antérieure à l'épaule étaient significativement supérieures dans le cas de la préparation abrégée (+ 34%). Les résultats de cette étude montrent qu'une faible flexion de jambes lors de la phase d'armé ainsi qu'une préparation abrégée constituent des facteurs de risque. Toute variable cinématique ou temporelle qui augmente significativement les valeurs de contraintes articulaires sans augmenter la vitesse de balle est qualifiée de "pathomécanique" dans la littérature (Fortenbaugh *et al.*, 2009). En effet, des erreurs techniques et temporelles, même mineures, répétées de façon importante tout au long d'un entraînement, d'un match, d'une saison, ou d'une carrière sportive, pourraient affecter la performance, augmenter les contraintes articulaires et provoquer des pathologies articulaires chroniques (Kannus, 1997; Kibler et Thomas, 2012). A l'inverse, il a été suggéré qu'une technique gestuelle "temporellement" juste permettrait aux sportifs d'atteindre une vitesse de balle maximale avec un risque de blessure limité (Fleisig *et al.*, 1996). A titre d'exemple, on considère au baseball que le lancer le plus efficace et le moins traumatisant est autant lié au timing correct de la séquence des mouvements segmentaires impliqués qu'à la qualité des mouvements eux-mêmes (Davis *et al.*, 2009). Il est important de noter que l'étude d'Elliott *et al.* (2003) est la seule à s'être penchée sur l'effet de certaines "variables techniques" sur les contraintes articulaires du membre supérieur et sur la vitesse de balle lors du service au tennis. Ainsi, de nombreuses incertitudes demeurent actuellement dans la littérature scientifique ; l'ensemble des variables cinématiques et temporelles "pathomécaniques" ne sont pas clairement identifiées pour le mouvement du service au tennis, alors qu'elles le sont de façon beaucoup plus précise pour d'autres mouvements sportifs tels que le lancer au baseball (Fortenbaugh *et al.*, 2009; Whiteley, 2007). Or, il se trouve que toute étude capable de déterminer précisément les variables cinématiques et temporelles "à risque" revêt un intérêt tout particulier pour les entraîneurs car elle leur permettrait d'enseigner des corrections techniques pour le mouvement de service susceptibles de protéger l'intégrité physique de leurs joueurs. **Par conséquent, l'identification de facteurs temporels pathomécaniques lors du service sera au cœur de l'étude 3 de cette thèse.**



Figure 2.22 - Exemples de préparation abrégée lors du service d'Andy Roddick (à gauche) et de préparation complète chez Roger Federer (à droite).

2.3.1.8 Transfert d'énergie

Comme nous l'avons précédemment évoqué, le service au tennis est très souvent assimilé à une chaîne cinématique qui commence par l'action des membres inférieurs et se poursuit par celles du tronc et des membres supérieurs. La coordination optimale des différents segments de la chaîne cinématique conduirait à la création et au transfert optimal d'énergie des segments proximaux vers les segments distaux (Kibler, 1995; Lintner *et al.*, 2008; Van der Hoeven et

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

Kibler, 2006). Dans une perspective de performance sportive, Elliott (2006) et Lintner *et al.* (2008) ont suggéré qu'un transfert efficace d'énergie mécanique entre les segments du corps permettrait au serveur d'atteindre une vitesse de balle élevée. Dans une perspective médicale, l'énergie mécanique peut être à l'origine du développement des blessures sportives (Bartlett et Bussey, 2009; Whiting et Zernicke, 2008). La quantité et la qualité du transfert d'énergie sont toutes deux considérées comme des facteurs de risque de blessures (Bahr et Krosshaug, 2005; McIntosh, 2005; Lintner *et al.*, 2008). Concernant la quantité du transfert d'énergie, on considère généralement que les blessures peuvent survenir quand l'énergie mécanique est transférée ou absorbée par les articulations dans des quantités ou à des débits qui excèdent les seuils de rupture des structures et des tissus anatomiques (Meeuwisse *et al.*, 2007; McIntosh, 2005; on Trauma Research, 1985).

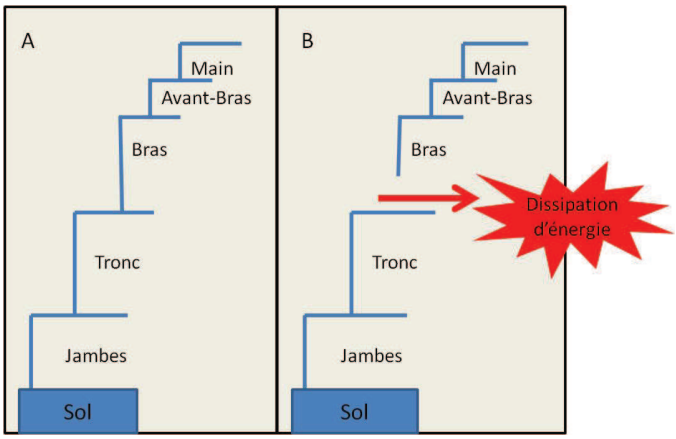


Figure 2.23 - A : chaîne cinématique optimale qui débute avec l'action des jambes et se poursuit avec celles du tronc et du membre supérieur. Quand la chaîne est déficiente (B), une partie de l'énergie produite au niveau proximal est dissipée et n'est pas transférée aux segments les plus distaux, d'après Kibler et Sciascia (2004)

Concernant la qualité du transfert d'énergie, de nombreux chercheurs supposent que les blessures articulaires chroniques du membre supérieur seraient causées par des perturbations du transfert de l'énergie mécanique entre les segments lors du service au tennis (Elliott, 2006; Kibler, 1995; Lintner *et al.*, 2008). Selon Kibler (1995), toute technique de service inefficace perturbant le fonctionnement de la chaîne cinématique pourrait causer une perte d'énergie qui ne serait pas transférée d'un segment à l'autre et provoquerait, par conséquent, une diminution de la vitesse de balle et une augmentation des contraintes articulaires au sein de la séquence du mouvement (Figure 2.23). Le risque de blessures serait ainsi augmenté. Lintner *et al.* (2008) ont introduit le concept de "catch-up" ou "rattrapage" qui interviendrait quand le sportif tente de compenser une dissipation d'énergie mécanique au niveau proximal de la chaîne cinématique en augmentant l'activation musculaire et les contraintes articulaires au niveau des segments les plus distaux. Ainsi, la thèse sous-jacente de ce concept est la suivante : des déficiences dans la production et le transfert d'énergie au niveau d'un segment proximal nécessiteraient de générer davantage de forces, de moments de force et d'énergie mécaniques au niveau des segments distaux si l'on souhaite atteindre la même vitesse de balle (Kibler, 1995; Kibler et Sciascia, 2004; Lee, 1995; Lintner *et al.*, 2008; Van der Hoeven et Kibler, 2006). Dans la littérature, aucune donnée ne corrobore ces principes théoriques pour le service au tennis. **La question de l'influence du transfert d'énergie sur la vitesse de balle et les risques de blessures sera abordée dans l'étude 4 de cette thèse.**

2.3.1.9 Amplitude du mouvement

La réduction de l'amplitude du mouvement de rotation interne de l'épaule, fréquemment observée chez les joueurs de tennis, pourrait constituer un facteur de risque de blessure de l'épaule (Kibler *et al.*, 1996; Ellenbecker *et al.*, 1996; Vad *et al.*, 2003). En effet, Vad *et al.* (2003) ont observé une relation entre une amplitude limitée de rotation interne de l'épaule et la présence de douleurs à l'épaule chez des joueurs professionnels. Au cours de leur carrière, les joueurs de tennis ont tendance à perdre de l'amplitude au niveau de la rotation interne de leur épaule dominante mais en gagnent parfois au niveau de la rotation externe (Kibler *et al.*, 1996; Schmidt-Wiethoff *et al.*, 2004) (Figure 2.24). La perte de rotation interne de l'articulation de l'épaule augmente avec l'âge et le nombre d'années de compétition (Kibler *et al.*, 1996). Dans la mesure où la perte d'amplitude de rotation interne dépasse le gain de rotation externe, les joueurs de tennis présentent un déficit d'amplitude totale au niveau de l'épaule (Kibler *et al.*, 1996; Schmidt-Wiethoff *et al.*, 2004). Chez des joueurs ne présentant pas de blessures, les pertes entre côtés dominant et non dominant sont généralement inférieures à 10 ° pour la rotation interne et l'amplitude totale de l'épaule (Ellenbecker, 2013). Par contre, des pertes supérieurs à 10 ° constituent des facteurs de risque de blessures chroniques de l'épaule (Ellenbecker, 2013). Différentes explications ont été avancées à propos des amplitudes du mouvement d'épaule chez les joueurs de tennis. La laxité de la capsule antérieure de l'épaule fréquemment observée chez les joueurs de tennis contribuerait à augmenter l'amplitude de la rotation externe de l'épaule (Kibler *et al.*, 1996). La perte d'amplitude totale pourrait être attribuée au fait que la partie postérieure de la capsule articulaire de l'épaule soit très souvent contractée suite à la répétition des efforts excentriques de cette zone anatomique (Schmidt-Wiethoff *et al.*, 2004). Enfin, il a été démontré qu'une amplitude excessive de rotation externe de l'épaule pouvait être impliquée dans les blessures affectant la coiffe des rotateurs (Davidson *et al.*, 1995). Dans la littérature, il est clairement établi que les modifications d'amplitude passives de rotation de l'épaule constituent une adaptation à la pratique chronique ou régulière du tennis (Ellenbecker *et al.*, 1996). Cependant jusqu'à présent, aucune donnée n'a été publiée à propos de l'influence d'un match de tennis prolongé ("pratique aiguë") sur de telles amplitudes. **Nous nous pencherons sur cette question lors de l'étude 5**.

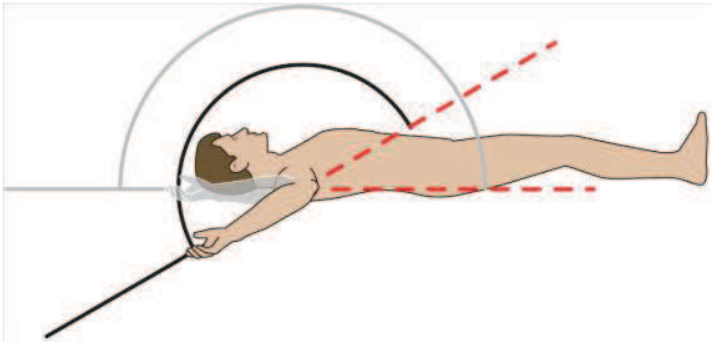


Figure 2.24 - Représentation schématique de la modification de l'amplitude du mouvement de l'épaule chez le joueur de tennis, avec une augmentation au niveau de la rotation externe et une diminution de la rotation interne en position d'abduction du bras, d'après Braun *et al.* (2009)

2.3.1.10 Fatigue musculaire

La fatigue se rapporte à "la diminution des forces de l'organisme, généralement provoquée par un travail excessif ou trop prolongé, ou lié à un état fonctionnel défectueux" (Sesboue et Guincestre, 2006). Elle est généralement définie comme "centrale" ou "périphérique" en fonction des composants du système de contrôle neuromusculaire qui sont principalement affectés. La fatigue centrale implique le système nerveux central et les voies nerveuses. La fatigue périphérique fait référence au processus conduisant à une réduction de la capacité du muscle à générer de la force, intervenant généralement au niveau ou après la jonction neuromusculaire (Allen *et al.*, 2008). Dans la littérature, plusieurs mesures sont utilisées pour quantifier la fatigue musculaire (Cairns *et al.*, 2005) : signaux électromyographiques, force musculaire à l'aide de dynamomètres, niveau d'effort perçu ou "RPE", ou encore indicateurs de performance (vitesse, distance...). Les entraîneurs et les joueurs constatent qu'avec l'apparition de la fatigue lors de matchs de tennis prolongés, la qualité des frappes, des déplacements et des choix tactiques a tendance à se dégrader. Afin de vérifier ces observations de terrain, différentes études scientifiques ont testé l'influence de la fatigue sur la performance au tennis. L'influence de la fatigue musculaire sur la vitesse de balle au service reste controversée. Alors que Girard *et al.* (2012) ont constaté que la vitesse de balle est maintenue après un match de tennis de 2h30, il a été rapporté qu'un entraînement intense de 2 heures conduisait à une diminution de la vitesse et de la précision de la seconde balle de service (Vergauwen *et al.*, 1998). Davey *et al.* (2002) ont mis en évidence une baisse de 69% de la précision des frappes de fond de court et une réduction de 30% de la vitesse de balle au service après un test de tennis menant les joueurs à l'épuisement. Girard *et al.* (2008) ont montré que des matchs de tennis prolongés d'une durée de 3 heures causaient l'apparition de la fatigue musculaire au niveau des membres inférieurs dans la mesure où l'activité électromyographique et la force maximale isométrique du quadriceps étaient réduites à la fin du match. Rota et Hautier (2012) ont observé une augmentation de la perception de l'effort, des réductions significatives de la vitesse de balle (-3,2%) et des niveaux d'activation électromyographique du grand pectoral et du fléchisseur radial du carpe après un exercice intermittent composé de 4 séries de 12 services et 8 coups droits croisés. Toutefois, la plupart de ces résultats ont été obtenus au cours de protocoles menant à une fatigue "artificielle" des joueurs de tennis, protocoles relativement éloignés de la réalité de matchs de tennis et qui ne reflètent pas les niveaux de fatigue que rencontrent les joueurs en compétition (Hornery *et al.*, 2007). S'il existe un consensus sur l'importance de la fatigue en tennis et son influence sur la performance et le résultat d'un match, son effet sur les contraintes articulaires et les risques de blessures articulaires chroniques reste méconnu. Pour les entraîneurs, les médecins du sport et les biomécaniciens, la quantité de pratique et la fatigue musculaire augmenteraient de façon conséquente les risques d'apparition de blessures à l'épaule et au coude (Kibler *et al.*, 2013; Kibler et Thomas, 2012; Bartlett et Bussey, 2009; Meeuwisse *et al.*, 2007; Bahr et Holme, 2003). Dans la littérature, lorsque la fatigue musculaire apparaît, on suppose qu'ils ne remplissent plus efficacement leur rôle de stabilisateurs articulaires, notamment au niveau de l'épaule. Ainsi, une résistance insuffisante à la fatigue est rapportée comme facteur favorisant l'instabilité glénohumérale et réduisant le sens du mouvement (Carpenter *et al.*, 1998). Les études relatives aux conséquences de la fatigue musculaire de l'épaule sur les qualités proprioceptives sont unanimes : la fatigue diminue le potentiel de repositionnement actif et/ou passif et de sensation du mouvement. Lee *et al.* (2003) et Myers *et al.* (1999) ont remarqué une baisse de la capacité à repositionner l'épaule en position d'armer avec la fatigue. Szucs *et al.* (2009) ont mesuré une baisse de l'activité électromyographique des muscles stabilisateurs de la scapula avec la fatigue de l'épaule suite à la répétition de pompes. Avec la fatigue des muscles de la coiffe des rotateurs, l'imagerie médicale a mis en évidence une ascension très importante de la tête de l'humérus lors de l'abduction du bras (Teyhen *et al.*, 2009). Chez des lanceurs, une réduction

de 10% de l'activité électromyographique du grand dentelé a été observée chez des sujets sains après un protocole de fatigue d'élévation de l'épaule (Ebaugh *et al.*, 2006). Or, cette baisse peut entraîner un positionnement anormal de la scapula lors de la rotation externe et de l'adduction horizontale du bras au cours des mouvements de frappe et de lancer. Un manque de rotation vers le haut de la scapula peut réduire l'espace sous-acromial et augmenter par conséquent les risques de conflits et de pathologies de la coiffe des rotateurs. Dans la même étude (Ebaugh *et al.*, 2006), la fatigue du sous-épineux a été enregistrée (-21,5%). Or, le sous-épineux aide à la rotation externe et à la stabilité de l'articulation glénohumérale. Il génère aussi une force postérieure sur la tête humérale qui permet de résister à la translation antérieure de la tête humérale (Gowan *et al.*, 1987). Au baseball, les effets d'un match prolongé sur de multiples paramètres biomécaniques du lancer ont été analysés (Murray *et al.*, 2001). Des réductions de forces de distraction au coude et à l'épaule et du moment de force d'adduction horizontale à l'épaule ont été observées entre le premier tour de batte et à l'approche de la fin d'un match long (5ème et 6ème tours de batte). Ce résultat témoignerait d'une stratégie de protection permettant aux joueurs de limiter les risques de blessures (Murray *et al.*, 2001). Escamilla *et al.* (2007) n'ont obtenu aucune variation de contraintes articulaires au cours du lancer au baseball suite à une grande quantité de répétitions gestuelles. Toutefois, ces études présentent une limite majeure dans la mesure où aucun résultat n'indique que les joueurs de baseball testés étaient dans un état de fatigue avancé. De leur côté, Mullaney *et al.* (2005) ont observé des baisses de force musculaire à l'épaule à l'aide d'un dynamomètre lors de tests musculaires réalisés au début et à la fin d'un match de baseball (-15% pour le test de flexion de l'épaule, -18% pour la rotation interne et -11% pour l'adduction).

Les divers éléments de la littérature énoncés précédemment amènent à penser que sous l'effet de la fatigue musculaire, les activations des muscles de l'épaule seraient perturbées, la technique de service pourrait se dégrader, les niveaux de contraintes articulaires tendraient à augmenter, et le risque de blessure serait accru. Toutefois, à ce jour, aucune étude n'a testé l'effet de la fatigue musculaire sur la biomécanique du service pour savoir si elle constitue un facteur de risque de blessures articulaires chroniques lors de matchs de tennis prolongés. **L'étude 5 de cette thèse s'intéressera à l'influence de la fatigue sur la vitesse de balle et la biomécanique du service lors de matchs de tennis prolongés.**

2.3.2 Facteurs extrinsèques

2.3.2.1 Matériel utilisé

Le matériel utilisé par les joueurs de tennis et notamment les propriétés de leur raquette sont souvent avancés comme causes potentielles de blessure (Hennig, 2007). Toutefois, très peu d'études scientifiques se sont penchées concrètement sur la question. Une récente étude de cas a analysé les effets de la masse de la raquette (340 vs. 350 g), de l'équilibre (320 vs. 330 mm) et de l'inertie (330 vs. 350 kg/cm^2) sur les contraintes générées à l'épaule lors du service chez un joueur classé 5/6 (Creveaux *et al.*, 2012). Les résultats montrent que pour le joueur considéré, quel que soit le point d'équilibre de la raquette, l'utilisation d'une raquette plus légère (340 g) avec une inertie élevée (350) aboutissait à une réduction des contraintes à l'épaule lors de la phase d'accélération du service.

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

2.3.2.2 Quantité de pratique

La question de la quantité d'entraînement apparaît cruciale dans le développement des blessures articulaires chroniques chez des individus prédisposés. Il est plausible que les structures anatomiques touchées par ces blessures possèdent des propriétés mécaniques "limites" qui dépendent notamment de leur niveau d'entraînement. Si le nombre de répétitions augmente rapidement, les structures anatomiques ne sont pas toujours capables de s'adapter assez vite à ces changements d'entraînement. La force mécanique des structures articulaires peut être dépassée et dans ce cas une "légère" blessure apparaît. Dans des circonstances normales, cette blessure est guérie grâce au processus normal de remodelage du tendon, par exemple. Toutefois, si l'entraînement et la quantité de répétitions continuent d'augmenter, la blessure initiale peut aboutir à des changements profonds au niveau des structures articulaires et donc à des douleurs et des symptômes plus graves (Fredberg et Stengaard-Pedersen, 2008). L'effet traumatisant de la pratique du tennis est souvent mis en lien avec la nature répétitive du mouvement du service tout au long de la carrière sportive d'un joueur. En effet, il est important de mentionner que, si le nombre de frappes par match peut considérablement varier, les joueurs de tennis frappent, en moyenne, une centaine de services et autour de 250 coups de fond de court au cours d'un match (Lintner *et al.*, 2008). Ce nombre est multiplié par la totalité des matchs disputés au cours d'une saison professionnelle (en moyenne entre 60 et 80), sans tenir compte des matchs de doubles et des sessions d'entraînement (Reid *et al.*, 2008). Dès lors, on peut raisonnablement estimer qu'un joueur de tennis professionnel frappe plusieurs dizaines de milliers de services par an. La répétition du nombre de services infligée aux articulations du membre supérieur pourrait expliquer pourquoi les blessures chroniques du membre supérieur sont si fréquentes chez les joueurs de tennis de tous niveaux (Marx *et al.*, 2001; Ellenbecker *et al.*, 2006; Hjelm *et al.*, 2012). Cependant, pour le moment, aucune étude ne s'est intéressée à l'influence du nombre de répétitions du service au tennis sur les risques de blessures du membre supérieur. Une étude récente a rapporté qu'il n'existait aucune différence significative en terme de nombre de matchs joués, de nombre de lancers réalisés au cours d'une saison et de nombre de lancers par match disputé entre deux groupes de joueurs de baseball professionnels, l'un comprenant des joueurs blessés au coude et l'autre des joueurs "sains" (Anz *et al.*, 2010). La question de la quantité de pratique du tennis en tant que facteur de risque a été fortement étudiée au travers de protocoles interrogeant les liens entre la quantité de pratique hebdomadaire et les blessures effectives (Hjelm *et al.*, 2012; Veijgen, 2007; Jayanthi *et al.*, 2005; Weijermans *et al.*, 1998; Kitai *et al.*, 1986; Kamien, 1988). Toutefois, cette question reste débattue dans la mesure où des résultats contradictoires ont été rapportés. Ainsi, il a été décrit que les joueurs qui pratiquaient le tennis plus de 3 heures par semaine présentaient un risque de se blesser significativement plus important que les joueurs de tennis avec moins de 3 heures de pratique par semaine (Veijgen, 2007). De leur côté, Weijermans *et al.* (1998) ont remarqué que la quantité de pratique des joueurs de tennis blessés était de 4,9 heures par semaine, alors qu'elle atteignait seulement 2,1 heures par semaine pour le groupe de joueurs non blessés. Une étude portant sur les lésions chroniques du coude a mis en évidence que le risque de se blesser augmentait avec la quantité de pratique (Kitai *et al.*, 1986). Au contraire, Jayanthi *et al.* (2005) n'ont pas mis en évidence de différence concernant l'incidence et la prévalence totales des blessures entre des joueurs amateurs pratiquant le tennis moins de 4 heures par semaine, de 4 à 6 heures par semaine ou plus de 6 heures par semaine. De la même façon, aucune différence significative n'a été observée en terme de fréquence ou de quantité de pratique hebdomadaire entre des joueurs ayant souffert de blessures chroniques au coude et des joueurs ne présentant pas ce type de problème (Kamien, 1988). Par conséquent, au regard de ces différences de résultats, il apparait difficile de conclure nettement sur la relation entre quantité de pratique et blessures. Le nombre d'heures de pratique par semaine constitue, en effet, un indicateur très global. D'autres indicateurs tels que le nombre de répétitions de

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

coups de fond de court ou de services par semaine apparaissent plus à même de nous renseigner sur les risques de blessures chroniques.

Chapitre 3

Synthèse et objectifs

Le cœur de ces travaux s'attache à analyser, identifier et comprendre les facteurs biomécaniques responsables de l'amélioration de la performance et de l'augmentation des risques de blessures articulaires chroniques lors de la réalisation d'un geste sportif. Dans cette perspective, le service au tennis a été choisi comme mouvement d'analyse car il répond parfaitement aux enjeux de la problématique scientifique. Concrètement, une question fondamentale émerge : comment augmenter la vitesse de balle au service tout en limitant le plus possible les risques de blessures chroniques ? Notre revue de littérature a permis de mettre en évidence l'importance de la biomécanique dans la compréhension de la performance sportive et l'identification des facteurs de risques de blessures. Bien que les facteurs de risques tels que l'âge ou le sexe du sujet ne doivent pas être négligés, il apparaît plus pertinent de s'intéresser aux facteurs de risque potentiellement modifiables à travers l'entraînement physique et/ou l'amélioration du mouvement sportif (Bahr et Holme, 2003). C'est pourquoi nous avons fait le choix de mettre l'analyse biomécanique de la technique de service et des contraintes articulaires qu'elle entraîne au cœur de ce travail de thèse. Si certains facteurs de performance et de risque sont clairement identifiés, la plupart reste à l'état de suppositions ou d'hypothèses dans la littérature. Nous nous efforcerons de vérifier ces facteurs au travers des différentes études mises en place pour ce travail de thèse. La mise en place concrète de notre travail de thèse sera abordée au cours des chapitres 4, 5, 6, 7 et 8 faisant respectivement référence aux études 1, 2, 3, 4 et 5 mises en place (Figure 3.1). L'étude 1 aura pour objectif d'explorer les relations entre les phases temporelles du service, les quantités de moments cinétiques segmentaires et la vitesse de balle chez des joueurs de tennis professionnels. Ainsi, l'objectif sera de déterminer si les joueurs qui servent le plus vite sont ceux qui créent les plus grandes quantités de moments cinétiques segmentaires et de mettre en évidence les phases temporelles du service au cours desquelles les relations entre moments cinétiques segmentaires et vitesse de balle sont les plus fortes. La seconde étape de ce travail consistera à savoir si l'expertise permet aux joueurs d'être plus efficients et de limiter les contraintes articulaires subies pour se protéger des blessures chroniques lors du service. Pour cela, les contraintes articulaires à l'épaule, au coude et au poignet seront comparées entre joueurs professionnels et amateurs classés en 2nde série. Pour chaque niveau d'expertise, les phases temporelles du service les plus traumatisantes, donc les plus à risques, seront identifiées. Ensuite, nous nous attacherons à mesurer l'influence de variables temporelles sur la vitesse de balle et les contraintes articulaires pour identifier des facteurs temporels pathomécaniques du service au cours de l'étude 3. Ces facteurs pathomécaniques seront ensuite validés en comparant des joueurs blessés aux articulations du membre supérieur et des joueurs "sains". L'étude 4 nous aidera à répondre à la question suivante : la vitesse de balle et les contraintes articulaires sont-elles dépendantes de la qualité et de la quantité d'énergie transférée entre les segments du haut du corps lors du service ? Enfin,

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

la fatigue musculaire induite par un match de tennis prolongé sera au cœur de l'étude 5. Nous nous intéresserons aux effets de la fatigue sur la vitesse de balle et la biomécanique du service.

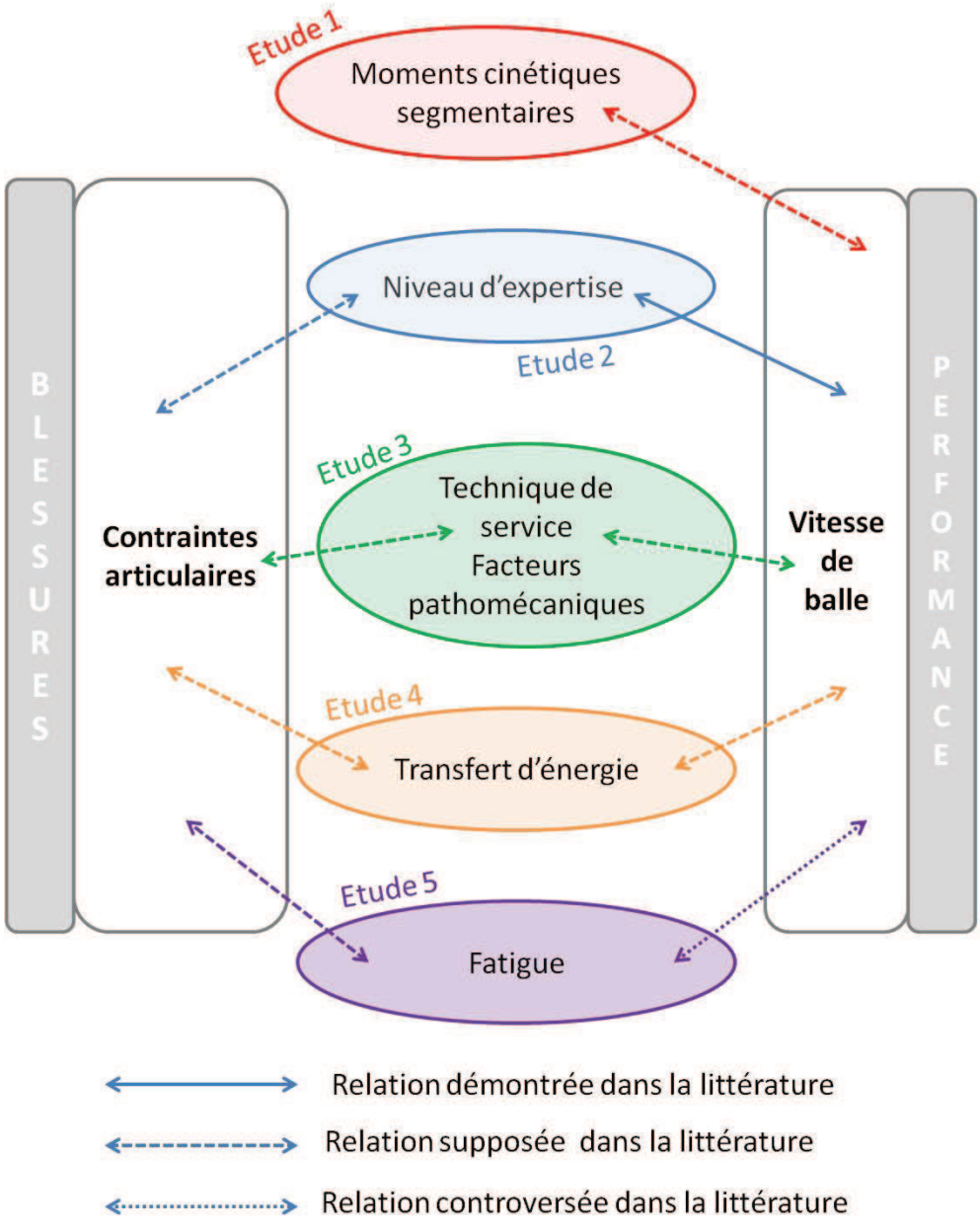


Figure 3.1 - Schéma récapitulatif des études menées lors de ce travail de thèse

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

Chapitre 4

Étude 1 : Relations entre les moments cinétiques segmentaires et la vitesse de balle au cours des différentes phases du service des joueurs de tennis professionnels

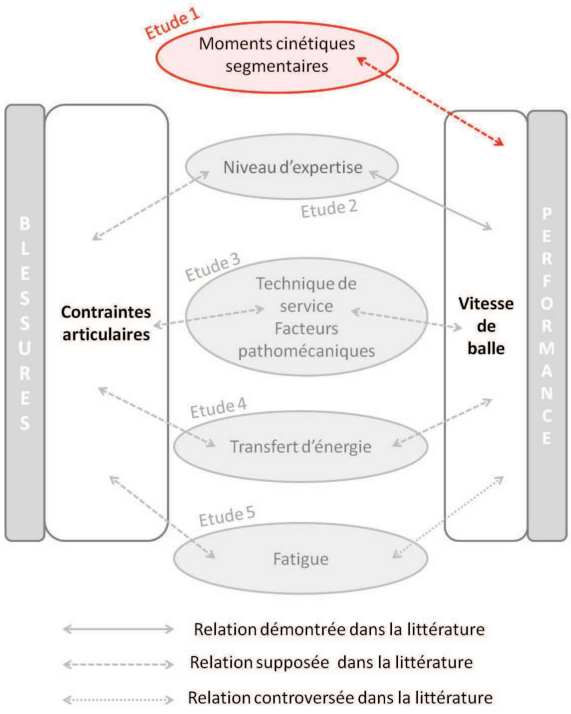


Figure 4.1 - Schéma récapitulatif de l'étude 1

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

4.1 Introduction

Les contributions des rotations segmentaires à la vitesse de la raquette constituent une préoccupation majeure de la littérature scientifique (Elliott *et al.*, 1995; Gordon et Dapena, 2006; Sprigings *et al.*, 1994; Tanabe et Ito, 2007; Vangheluwe et Hebbelinck, 1985). L'efficacité et l'enchaînement de ces rotations tout au long de la chaîne cinématique permettent de créer des quantités de moment cinétique depuis les jambes jusqu'à la raquette, en passant par le tronc et le membre supérieur (Bahamonde, 2000). Bien que le concept de moment cinétique soit fréquemment invoqué comme un déterminant crucial de la performance du service (Chow *et al.*, 2009; Elliott, 2003, 2006; Girard *et al.*, 2005, 2007; Knudson, 2007; Reid *et al.*, 2008), très peu d'études s'y sont intéressées (Bahamonde, 2000; Gordon et Dapena, 2004; Martin *et al.*, 2012). Seul Bahamonde (2000) a décrit, quantifié et expliqué l'évolution du moment cinétique au cours du service autour des trois axes orthogonaux (transverse, antéropostérieur et longitudinal) chez des joueurs de niveau universitaire. Toutefois, aucune donnée scientifique n'a été rapportée sur les relations entre la vitesse de balle et les moments cinétiques segmentaires. Par ailleurs, pour faciliter leurs analyses, les scientifiques divisent souvent le service en plusieurs phases qui se déroulent entre des événements-clé (Bahamonde, 2000; Reid *et al.*, 2007, 2008). Le lancer de balle, l'instant de flexion maximale du coude, l'instant où la raquette atteint son point le plus bas lors de la boucle, l'instant de rotation maximale externe de l'épaule, et l'impact constituent ces instants-clé (Bahamonde, 2000). Cependant, il n'existe aucune connaissance scientifique à propos de l'importance des phases temporelles du service au regard des relations possibles entre moments cinétiques segmentaires et vitesse de balle au service.
Les buts de cette première étude sont les suivants : (a) identifier les relations entre les quantités de moments cinétiques segmentaires et la vitesse de balle chez des joueurs de tennis professionnels ; (b) identifier les phases temporelles-clé du service au cours desquelles ces relations sont particulièrement fortes. L'analyse et la compréhension des relations qui peuvent exister entre moments cinétiques segmentaires et vitesse de balle peuvent aider les joueurs et les entraîneurs à améliorer la performance du service au tennis.

4.2 Méthodologie générale

4.2.1 Déroulement

La phase d'expérimentation a eu lieu sur un terrain de tennis couvert dans le cadre des entraînements des joueurs disputant le tournoi professionnel ATP 250 de l'Open de Moselle à Metz au mois de septembre 2010.

4.2.2 Participants

10 joueurs de tennis évoluant sur le circuit professionnel (âge : 25,1 $\pm$ 5,0 ans, taille : 1,87 $\pm$ 0,06 m, masse : 79,4 $\pm$ 7,4 kg) ont participé volontairement à cette expérimentation. Leurs caractéristiques anthropométriques sont présentées dans le tableau 4.1. Tous les sujets possédaient un classement ATP en simple ou en double. Avant le début de la capture de mouvement,

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

chaque participant a été informé de la procédure expérimentale à suivre. Un consentement écrit a été obtenu pour chaque joueur. L'étude a été approuvée par le comité d'éthique du CHU de Rennes.

Sujets	Age (ans)	Taille (m)	Masse (kg)	D / G	Classement ATP
1	31	1,93	90	Droitier	17
2	25	1,96	78	Droitier	118
3	19	1,92	93	Gaucher	147
4	23	1,82	70	Droitier	287
5	18	1,89	75	Droitier	498
6	28	1,80	76	Gaucher	522
7	19	1,88	73	Droitier	547
8	28	1,81	76	Droitier	35*
9	30	1,80	79	Droitier	48*
10	30	1,85	84	Droitier	210*

Tableau 4.1 - Caractéristiques de la population de l'étude 1. * : classement en double

4.2.3 Capture de mouvements

La méthodologie générale décrite dans cette section est la méthodologie utilisée pour l'ensemble des études présentées dans cette thèse. Un système d'analyse du mouvement "Vicon MX-40" (Oxford Metrics Inc., Oxford, UK) a été utilisé pour enregistrer les trajectoires 3D des marqueurs. Ce système était composé de 12 caméras haute résolution (4 megapixels) opérant à une fréquence de 300 Hz et positionnées en cercle tout autour du demi-terrain de tennis. Les joueurs étaient équipés de 39 marqueurs corporels réfléchissants (16 mm de diamètre) placés sur des repères anatomiques précis (Tableau 4.2). Un modèle mathématique regroupant 15 segments (la raquette et 14 segments corporels : tête, tronc, avant-bras, bras, mains, cuisses, jambes, pieds) a été utilisé. Le choix du placement des marqueurs est déterminé de façon à pouvoir calculer la position du centre de masse du sujet grâce à la table anthropométrique de Zatsiorsky *et al.* (1990), reprise et modifiée par les travaux de De Leva (1996) qui tiennent compte de la position des centres articulaires du corps. La totalité des marqueurs n'intervient pas dans les calculs. En effet, les marqueurs représentés en vert sur la figure 4.2 induisent une dissymétrie dans le modèle qui permet de faciliter la reconnaissance des marqueurs lors du traitement des données brutes, et notamment la distinction entre le côté droit et le côté gauche du corps du sujet. Afin de gagner en précision au niveau de la trajectoire des marqueurs, la majorité de ces derniers est collée directement sur la peau des joueurs. Les joueurs portaient seulement un short de tennis, un bandeau et des chaussures de tennis. Cela a permis de minimiser les erreurs liées au mouvement des vêtements. Afin de s'assurer de la qualité du mouvement de service, les joueurs étaient autorisés à jouer avec leur raquette personnelle. Les raquettes des joueurs étaient équipées de 5 marqueurs supplémentaires positionnés aux endroits suivants :

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

tête de raquette, manche, cœur, côtés gauche et droit du cadre de la raquette (Tableau 4.3) (Figure 4.3). Des morceaux de scotch réfléchissants ont été placés sur les balles. La labellisation des marqueurs et la reconstruction de leur position dans l'espace 3D au cours du temps ont été réalisées à l'aide du logiciel Vicon IQ (Oxford Metrics, Oxford, UK). Après avoir été reconstruites, les trajectoires des marqueurs ont été exportées dans un fichier de type "C3D" puis traitées avec le logiciel MatLab (Mathworks, Natick, Massachussets, US).

Marqueurs	**Repères anatomiques**
RFHD, LFHD	Os frontal côtés droit et gauche
RBHD, LBHD	Os occipital côtés droit et gauche
C7	Processus épineux de la 7ème vertèbre cervicale
T10	Processus épineux de la 10ème vertèbre thoracique
CLAV	Incisure jugulaire du sternum
STRN	Processus xyphoïde
RBAC	Marqueur dissymétrique sur la scapula droite
RSHO, LSHO	Acromions droit et gauche
RUPA, LUPA	Marqueurs dissymétriques sur le bras droit et gauche
RHUM, LHUM	Épicondyles médiales de l'huméral droit et gauche
RRAD, LRAD	Tête des radius droit et gauche
RWRA, LWRA	Processus styloïdes radiaux droit et gauche
RWRB, LWRB	Processus styloïdes ulnaires droit et gauche
RFWT, LFWT	Épines iliaques antéro-supérieures droite et gauche
RBWT, LBWT	Épines iliaques postéro-supérieures droite et gauche
RKNE, LKNE	Condyles latéraux fémoraux droit et gauche
RKNI, LKNI	Condyles médiaux fémoraux droit et gauche
RTHI, LTHI	Marqueurs dissymétriques sur la cuisse droite et gauche
RANE, LANE	Malléoles externes droite et gauche
RANI, LANI	Malléoles internes droite et gauche
RHEE, LHEE	Tubérosités postérieures des calcaneus
RTOE, LTOE	Têtes des gros orteils
RTAR, LTAR	Pliures des pieds droit et gauche

Tableau 4.2 - Repères anatomiques pour le placement des marqueurs sur le corps du joueur

Les coordonnées 3D des marqueurs ont été calculées avec la méthode DLT grâce au logiciel

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

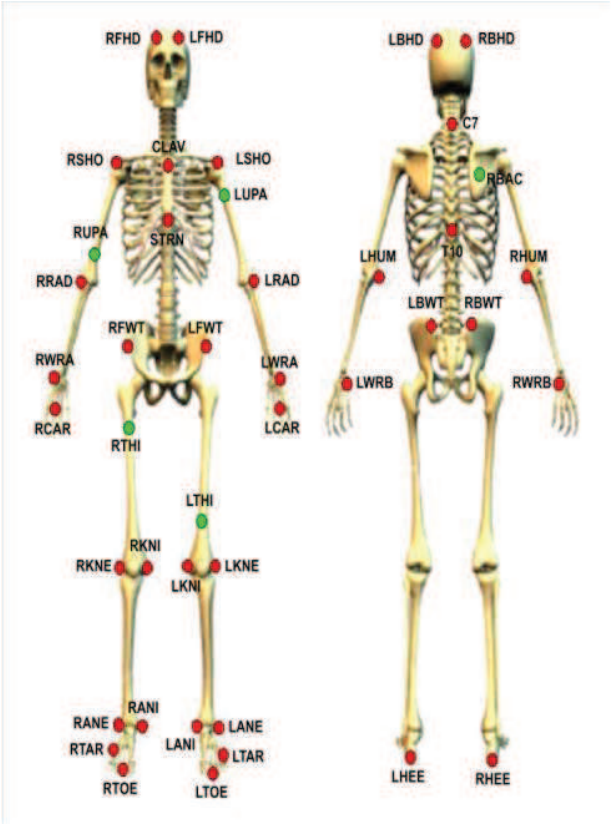


Figure 4.2 - Modèle de placement des marqueurs. Les marqueurs rouges servent à calculer le centre de masse. Les marqueurs verts sont appelés "dissymétriques" car ils permettent de différencier le côté droit et le côté gauche du sujet

Marqueurs	Repères sur la raquette
TR	Tête de la raquette
CR	Cœur de la raquette
MR	Extrémité du manche de la raquette
CGR, CDR	Cotés gauche et droit du tamis de la raquette

Tableau 4.3 - Repères pour le placement des marqueurs sur la raquette

MatLab. Elles ont ensuite été filtrées avec un filtre passe-bas de Butterworth de second ordre (fréquence de coupure de 15 Hz). Cette valeur de 15 Hz est en adéquation avec diverses études de la littérature scientifique portant sur le service au tennis ou le pitch au baseball (12 - 18 Hz, Aguinaldo et Chambers (2009); Elliott *et al.* (2003); Escamilla *et al.* (2007); Fleisig *et al.* (1996, 1999, 2003); Nissen *et al.* (2007)) et a été obtenue grâce à une analyse résiduelle (Winter, 1990). L'origine des coordonnées 3D était placée au centre de la ligne de fond de court. La partie positive de l'axe Y pointait vers l'avant (vers le filet), la partie positive de l'axe Z était verticale et pointait vers le haut, alors que l'axe X était perpendiculaire à Z et positif vers la droite (Figure 4.4).

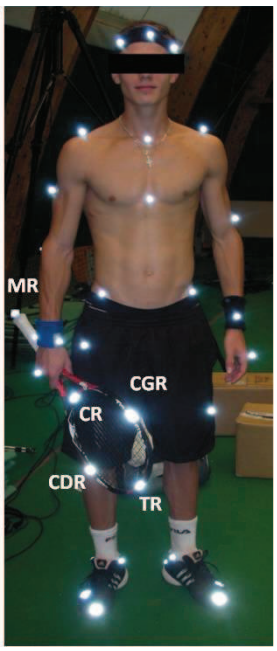


Figure 4.3 - Placement des marqueurs sur le joueur et la raquette

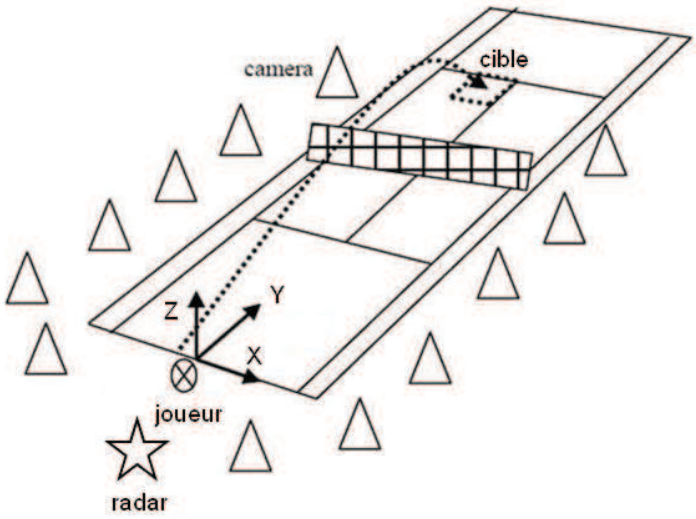


Figure 4.4 - Représentation schématique de la situation expérimentale sur le terrain de tennis

4.2.4 Protocole expérimental

Chaque joueur a réalisé un échauffement standardisé de 10 minutes qui lui permettait de s'habituer à la situation expérimentale en réalisant plusieurs services. Ensuite, chaque joueur devait réaliser cinq services à plat réussis (1ère balle sans effet) dans la diagonale des égalités avec 90 secondes de récupération entre chaque tentative. Ce protocole est en accord avec les recommandations de Mullineaux *et al.* (2001) qui conseillent de réaliser au moins trois essais pour obtenir des données cinématiques précises et représentatives des mouvements capturés. Pour

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

que le service soit considéré comme réussi, la balle devait atteindre une cible d'un 1,50 x 1,50 m délimitée dans le carré de service le long de la ligne médiane (Figure 4.4). Il était demandé aux joueurs de réaliser des services puissants, comme s'ils étaient en réelle situation compétitive. La position de départ du serveur était la suivante : le pied avant du joueur devait se situer au niveau d'un point de repère au sol placé sur la ligne de fond de court à 0,8 m du tiret central.

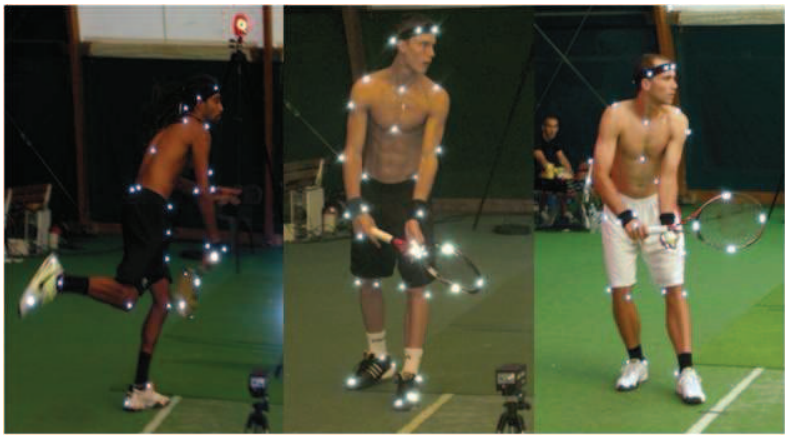


Figure 4.5 - Joueurs au service au cours de l'expérimentation

4.2.5 Vitesse de balle

La vitesse de la balle au service (V_{balle}) a été mesurée pour chaque essai grâce à un radar (Stalker Professional Sports Radar, Plano, TX, précision : $\pm$ 1 mph, fréquence : 34,7 GHz, Temps d'acquisition : 0,01 sec) fixé sur un pied à une hauteur de 2,5 mètres, placé 2 mètres derrière le joueur et dans la direction du service.

4.2.6 Phases du service

Les principales phases temporelles du service sont généralement définies entre des événements-clé. Pour cette étude, les évènements-clé suivants ont été choisis de la même manière que dans les travaux de Bahamonde (2000) : lancer de balle (LB), instant de flexion maximale du coude du bras tenant la raquette (FMC), instant où la raquette atteint son point le plus bas (PLBR), instant de rotation maximale externe de l'épaule tenant la raquette (RME), impact balle - raquette (IMP). Entre LB et FMC a lieu le début de la phase d'armé. Le milieu de la phase d'armé se déroule entre FMC et PLBR. La fin de la phase d'armé a lieu entre PLBR et RME. La phase d'accélération est comprise entre RME et IMP. Le lancer de balle et l'impact balle - raquette ont été déterminés par observation directe des fichiers de capture de mouvement. Les instants des autres événements ont été calculés à partir des données cinématiques (Bahamonde, 1994, 1997).

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

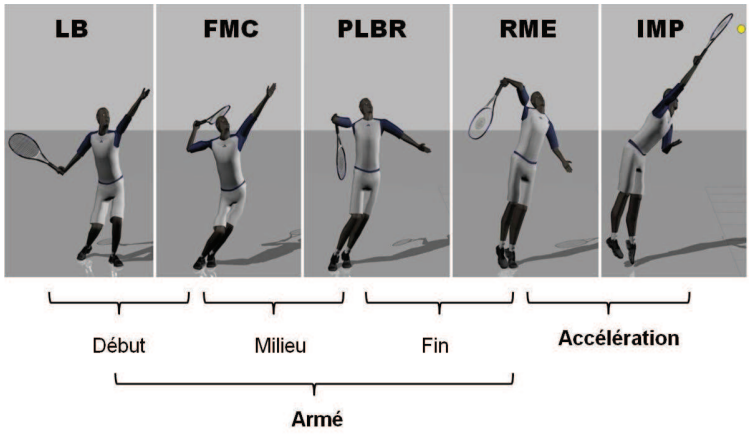


Figure 4.6 - Événements-clé et phases temporelles du service

4.2.7 Calcul des moments cinétiques segmentaires

Dans le but d'analyser les relations entre les moments cinétiques segmentaires et V_{balle}, les moments cinétiques du tronc (L_{tronc}) et des segments du membre supérieur tenant la raquette (L_{bras}, $L_{avant-bras}$, $L_{main+raquette}$) ont été calculés uniquement autour des axes transverse (axe X du repère global, parallèle à la ligne de fond de court) et antéropostérieur (axe Y du repère global, perpendiculaire à la ligne de fond de court et pointant vers le filet) au cours des différentes phases du service grâce au logiciel Matlab software 6.5 (Mathworks, Natick, Massachussetts, USA) (Figure 4.4). Ces segments (tronc, membre supérieur) ont été choisis car ce sont ceux qui contribuent le plus au moment cinétique total du corps (Bahamonde, 2000) et à la vitesse de la raquette lors du service au tennis (Sprigings *et al.*, 1994; Elliott *et al.*, 1995; Gordon et Dapena, 2006).

Le vecteur de moment cinétique du segment i était calculé à partir de l'équation suivante :

$$\overrightarrow{L_i} = m_i(\overrightarrow{r_i} \times \overrightarrow{v_i}) + I_i\overrightarrow{\omega_i}$$

avec $\overrightarrow{L_i}$ le vecteur de moment cinétique du segment, $\overrightarrow{r_i}$ le vecteur allant du centre de masse du corps du joueur au centre de masse du segment, $\overrightarrow{m_i}$ la masse du segment, $\overrightarrow{v_i}$ le vecteur de vitesses instantanées du centre de masse du segment par rapport au centre de masse du corps du joueur, I_i la matrice d'inertie du segment et $\overrightarrow{\omega_i}$ le vecteur de vitesses angulaires du segment.

4.2.8 Paramètres de raquettes

Étant donnée l'impossibilité de conserver les raquettes des joueurs professionnels pour leur faire subir différentes méthodes ("balance method", "pendulum method") (Brody, 1985), nous avons estimé les moments d'inertie des raquettes (Figure 4.7) (Tableau 4.4). Le moment d'inertie de la raquette autour de son axe transverse I_T a été calculé en utilisant le théorème de l'axe parallèle et les données publiées par les constructeurs de raquettes à propos du "swingweight" des raquettes (USRSA, 2010). Le "swingweight" correspond au moment d'inertie de la raquette autour d'un axe transverse généralement situé à 10 cm du bout du manche de la raquette (Cross, 2001).

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

$$I_T(kg.m^2) = \text{swingweight}(kg.m^2) - \text{masse de la raquette (kg)} \times \text{distance entre les axes}^2(m^2)$$

Le moment d'inertie de la raquette autour de son axe longitudinal I_L était calculé de la façon suivante (Brody, 1985) :

$$I_L(kg.m^2) = \frac{\text{masse de la raquette (kg)} \times \text{largeur de la tête de la raquette}^2(m^2)}{17,75}$$

Le moment d'inertie de la raquette autour de son axe normal I_N était la somme des deux autres moments d'inertie (transverse et longitudinal) (Brody, 1985) :

$$I_N(kg.m^2) = I_T + I_L$$

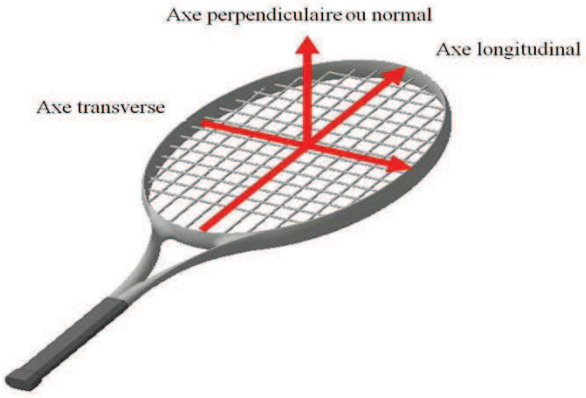


Figure 4.7 - Axes de la raquette

4.2.9 Analyses statistiques

Les valeurs moyennes (cinq essais pour chaque joueur) et les écarts-types ont été calculés pour toutes les variables. Des coefficients de corrélation de Pearson ou de Spearman ont été utilisés pour obtenir les relations entre les moments cinétiques segmentaires et la vitesse de balle (SigmaStat 3.1, Jandel Corporation, San Rafael, CA). Si le seuil de significativité a été fixé à $p < 0,05$, notre attention s'est surtout portée sur les corrélations significatives les plus larges ; fixées pour $r > 0,7$ et $p < 0,001$ par Hopkins (2002) (résultats en gras dans le tableau 4.5 et le tableau 4.6). En effet, l'ampleur des corrélations a été déterminée grâce à l'échelle de Hopkins (2002) : $r < 0,1$, triviale ; 0,1 - 0,3, petite ; > 0,3 - 0,5, modérée ; > 0,5 - 0,7, large ; > 0,7 - 0,9, très large ; > 0,9, presque parfaite ; et 1 parfaite.

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

Raquettes	masse (kg)	I_T $(kg.m^2)$	I_N $(kg.m^2)$	I_L $(kg.m^2)$
1	0,345	0,0124	0,0138	0,00135
2	0,360	0,0128	0,0141	0,00135
3,4	0,335	0,0154	0,0168	0,00135
5	0,340	0,0144	0,0156	0,00120
6	0,368	0,0167	0,0181	0,00140
7	0,340	0,0160	0,0173	0,00133
8, 9, 10	0,365	0,0138	0,0151	0,00135
Moyenne ± ET	0,352 ± 0,014	0,0144 ± 0,0014	0,0158 ± 0,0014	0,00134 ± 0,00005

Tableau 4.4 - Paramètres des raquettes utilisées dans cette étude. m = masse de la raquette, I_T = moment d'inertie de la raquette autour d'un axe passant à travers son centre de masse dans le plan de la raquette (axe transverse), I_N = moment d'inertie de la raquette autour d'un axe passant par son centre de masse et perpendiculaire à la face de la raquette (axe normal), I_L = moment d'inertie de la raquette autour d'un axe passant à travers le centre de masse et longitudinalement à la longueur de la raquette (axe longitudinal).

4.3 Résultats

4.3.1 Moments cinétiques segmentaires autour de l'axe transverse

Les valeurs moyennes de moments cinétiques segmentaires autour de l'axe transverse et leurs relations avec V_{balle} sont présentées dans le tableau 4.5. Des corrélations significatives existent respectivement entre V_{balle} et les moments cinétiques du tronc et du bras pour les phases suivantes du service : FMC - PLBR, PLBR - RME et RME - IMP. Le moment cinétique de l'avant-bras autour de l'axe transverse est significativement corrélé avec V_{balle} pour les 4 phases du service : LB - FMC, FMC - PLBR, PLBR - RME et RME - IMP. Enfin, le moment cinétique du segment "main+raquette" est significativement corrélé avec V_{balle} lors de LB - FMC, PLRB - RME et RME - IMP.
Les corrélations significatives les plus fortes entre les moments cinétiques segmentaires autour de l'axe transverse et V_{balle} ($r > 0,7$ and $p < 0,001$) concernent les valeurs de moments cinétiques du tronc pour les phases entre FMC - PLBR et PLBR - RME, du bras pour la phase PLBR - RME, de l'avant-bras pour les phases PLBR - RME et RME - IMP et de la "main+raquette" entre RME et IMP (cases en gras dans le tableau 4.5)).

4.3.2 Moments cinétiques segmentaires autour de l'axe antéropostérieur

Les valeurs moyennes de moments cinétiques segmentaires autour de l'axe antéropostérieur et leurs relations avec V_{balle} sont présentées dans le tableau 4.6. Le moment cinétique du tronc au cours de FMC - PLBR, PLBR - RME et RME - IMP est significativement corrélé avec V_{balle}.

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

Des corrélations significatives entre le moment cinétique du bras et V_{balle} sont observées pour les dernières phases du service : PLBR - RME et RME - IMP. Aucune relation significative n'est observée entre les valeurs de moment cinétique de l'avant-bras et V_{balle} sauf pour la fin de la phase d'armé (PLBR - RME). Le moment cinétique du segment "main+raquette" est significativement corrélé à V_{balle} pour la première phase du service : LB - FMC. Les corrélations significatives les plus fortes entre les moments cinétiques segmentaires autour de l'axe transverse et V_{balle} ($r > 0.7$ and $p < 0.001$) concernent les valeurs de moments cinétiques du tronc pour les phases entre PLBR - RME et RME - IMP (cases en gras dans le tableau 4.6).

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

	LB - FMC			**FMC - PLBR**			**PLBR - RME**			**RME - IMP**		
	Début de la phase d'armé			**Milieu de la phase d'armé**			**Fin de la phase d'armé**			**Phase d'accélération**		
$kg{\cdot}m^2{\cdot}s^{-1}$	Moy. ± ET	r	P	Moy. ± ET	r	P	Moy. ± ET	r	P	Moy. ± ET	r	P
L_{tronc}	0,0 ± 0,4	-0,13	0,392	**-5,7 ± 3,3**	**-0,70**	**< 0,001**	**-7,7 ± 1,9**	**-0,78**	**< 0,001**	3,8 ± 1,0	-0,63	< 0,001
L_{bras}	0,0 ± 0,1	-0,08	0,601	-2,4 ± 1,3	-0,62	< 0,001	**-6,3 ± 1,4**	**-0,80**	**< 0,001**	-5,7 ± 1,1	-0,66	< 0,001
$L_{avant-bras}$	-0,2 ± 0,1	-0,38	0,009	-1,9 ± 0,9	-0,67	< 0,001	**-5,2 ± 1,2**	**-0,78**	**< 0,001**	**-7,9 ± 1,3**	**-0,94**	**< 0,001**
$L_{main+raquette}$	-0,6 ± 0,4	-0,39	0,008	-0,3 ± 0,6	-0,18	0,238	-2,6 ± 0,9	-0,53	< 0,001	**11,4 ± 1,6**	**-0,94**	**< 0,001**

Tableau 4.5 - Corrélations des moments cinétiques (L) segmentaires autour de l'axe transverse avec la vitesse de balle au cours des différentes phases du service. Les valeurs négatives indiquent un moment cinétique dans le sens des aiguilles d'une montre (vers l'avant) et les valeurs positives indiquent un moment cinétique dans le sens inverse des aiguilles d'une montre (vers l'arrière), observé avec la partie positive de l'axe transverse pointant vers l'observateur. LB = lancer de balle, FMC = instant de flexion maximale du coude, PLBR = instant où la raquette atteint son point le plus bas dans le dos du joueur, RME = instant de rotation maximale externe de l'épaule, IMP = impact. Les cases grisées correspondent aux corrélations significatives les plus fortes entre les moments cinétiques segmentaires et la vitesse de balle ($r>0.7$ and $p<0.001$).

	LB - FMC			**FMC - PLBR**			**PLBR - RME**			**RME - IMP**		
	Début de la phase d'armé			**Milieu de la phase d'armé**			**Fin de la phase d'armé**			**Phase d'accélération**		
$kg{\cdot}m^2{\cdot}s^{-1}$	Moy. ± ET	r	P	Moy. ± ET	r	P	Moy. ± ET	r	P	Moy. ± ET	r	P
L_{tronc}	-0,8 ± 0,4	0,06	0,67	-1,4 ± 1,3	-0,60	< 0,001	**-2,0 ± 1,1**	**-0,72**	**< 0,001**	**-1,6 ± 0,9**	**-0,71**	**< 0,001**
L_{bras}	-0,2 ± 0,1	0,32	0,03	1,1 ± 0,6	0,06	0,69	0,2 ± 0,9	-0,47	< 0,001	-0,3 ± 1,0	-0,60	< 0,001
$L_{avant-bras}$	0,00 ± 0,2	0,27	0,07	1,0 ± 0,6	0,10	0,49	0,8 ± 0,9	-0,34	< 0,02	1,4 ± 0,9	-0,28	0,06
$L_{main+raquette}$	-0,2 ± 0,4	0,66	< 0,001	0,1 ± 0,8	0,28	0,06	1,9 ± 0,7	-0,04	0,78	1,8 ± 1,3	-0,30	0,04

Tableau 4.6 - Corrélations des moments cinétiques (L) segmentaires autour de l'axe antéropostérieur avec la vitesse de balle au cours des différentes phases du service. Les valeurs négatives indiquent un moment cinétique dans le sens des aiguilles d'une montre (vers l'avant) et les valeurs positives indiquent un moment cinétique dans le sens inverse des aiguilles d'une montre (vers l'arrière), observé avec la partie positive de l'axe antéropostérieur pointant vers l'observateur. LB = lancer de balle, FMC = instant de flexion maximale du coude, PLBR = instant où la raquette atteint son point le plus bas dans le dos du joueur, RME = instant de rotation maximale externe de l'épaule, IMP = impact. Les cases grisées correspondent aux corrélations significatives les plus fortes entre les moments cinétiques segmentaires et la vitesse de balle ($r>0.7$ and $p<0.001$).

4.4 Discussion

Les résultats de cette étude indiquent qu'entre FMC et IMP, les joueurs qui produisent les plus grandes valeurs de moments cinétiques segmentaires autour des axes transverse et antéropostérieur sont ceux qui atteignent les vitesses de balle les plus élevées. Par conséquent, la capacité d'un joueur à augmenter les valeurs de moments cinétiques segmentaires autour de ces axes au cours du service apparaît être un facteur-clé pour améliorer la vitesse de balle. Afin de fournir une analyse plus fine de nos résultats, il est nécessaire de considérer séparément les relations entre les moments cinétiques des différents segments et la vitesse de balle pendant les différentes phases du service.

4.4.1 Relations entre le moment cinétique du tronc et la vitesse de balle

Les résultats les plus importants de cette étude concernent la mise en évidence de corrélations significatives entre les valeurs de moment cinétique du tronc autour des axes transverse et antéropostérieur et la vitesse de balle au cours des 3 dernières phases du service : milieu et fin de la phase d'armé et phase d'accélération (FMC - PLBR, PLBR - RME, et RME - IMP). Bien qu'il ait été rapporté que la rotation transverse du tronc contribue modérément à la vitesse de la raquette à l'impact (entre 7,4 et 9,7 %) en produisant une vitesse moyenne de 2,0 à 3,0 $m{\cdot}s^{-1}$de l'épaule de frappe (Vangheluwe et Hebbelinck, 1985; Sprigings *et al.*, 1994; Elliott *et al.*, 1995), nos résultats soulignent l'importance de la relation entre les rotations transverse et antéropostérieure du tronc et la vitesse de balle pour la performance du service au tennis. Cette relation a été précédemment évoquée dans la littérature scientifique pour les mouvements sportifs "de type lancer par-dessus l'épaule". En effet, il a par exemple été démontré que l'angle et la vitesse angulaire de flexion du tronc à l'instant du lâcher de balle sont supérieurs chez les lanceurs avec les vitesses de balle les plus rapides au baseball (Matsuo *et al.*, 2001). Différents arguments peuvent expliquer l'importance de cette rotation transverse du tronc vers l'avant. Puisque l'épaule de frappe constitue l'une des extrémités anatomiques du tronc, cette rotation du tronc déplace l'épaule de frappe vers l'avant et augmente sa vitesse linéaire, ce qui permet par conséquent d'augmenter la vitesse linéaire de la raquette entre FMC et IMP. Par ailleurs, le tronc apparaît être un segment jouant un rôle fondamental dans le transfert du moment cinétique et de l'énergie mécanique depuis les membres inférieurs jusqu'à la raquette (Bahamonde, 2000; Chow *et al.*, 2009). En effet, si la rotation d'un segment tel que le tronc peut contribuer de façon marginale à la vitesse de la raquette au moment précis de l'impact (Vangheluwe et Hebbelinck, 1985; Sprigings *et al.*, 1994; Elliott *et al.*, 1995), elle n'en reste pas moins déterminante car elle apporte un bénéfice indirect en générant puis en transférant le moment cinétique et l'énergie vers les segments les plus distaux (Gordon et Dapena, 2006). Pour les phases de milieu, fin d'armé et d'accélération (FMC - PLBR, PLBR - RME, et RME - IMP), les résultats montrent des corrélations significatives entre les valeurs de moment cinétique du tronc autour de l'axe antéropostérieur et la vitesse de balle (Tableau 4.6). En d'autres termes, plus les joueurs produisent des valeurs de moment cinétique élevées autour de l'axe antéropostérieur entre FMC et IMP, plus la vitesse de balle augmente. Ces fortes relations confirment la remarque de Bahamonde (2000) qui a observé que la rotation du tronc autour de l'axe antéropostérieur différenciait les joueurs les plus performants (vitesse moyenne de 177,2 $km{\cdot}h^{-1}$) des joueurs les moins performants (vitesse moyenne de 150,7 $km{\cdot}h^{-1}$) en terme de vitesse de balle au service. Dans la même perspective, Chow *et al.* (2009) ont rapporté que les joueurs experts

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

présentaient une flexion latérale du tronc vers l'intérieur plus prononcée que les joueurs d'un niveau intermédiaire lors du service. Par conséquent, pour maximiser la vitesse de balle, les serveurs doivent créer une importante rotation de leur tronc de type "épaule par-dessus épaule" (Figure 4.8).



Figure 4.8 - Rotation antéropostérieure du tronc de type "épaule par-dessus épaule"

Dans un premier temps, le moment cinétique positif du tronc autour de l'axe antéropostérieur augmente la rotation de la raquette vers le bas au début de la boucle dans le dos. Puis, le moment cinétique négatif du tronc autour de ce même axe permet à la fois d'élever l'épaule dominante, d'abaisser le bras opposé et donc d'atteindre une hauteur d'impact plus élevée. De plus, cette rotation du tronc autour de l'axe antéropostérieur augmente le trajet parcouru par la raquette et par conséquent, la distance au cours de laquelle sa vitesse peut être développée et augmentée (Elliott, 2003).

4.4.2 Relations entre le moment cinétique du bras et la vitesse de balle

Le moment cinétique du bras autour de l'axe transverse est significativement corrélé à la vitesse de balle entre FMC - PLBR, PLBR - RME, et RME - IMP (milieu et fin de l'armé et accélération), alors que la composante antéropostérieure du moment cinétique du bras ne l'est que pour les deux dernières phases du service (fin de l'armé et accélération : PLBR - RME et RME - IMP). Ces résultats sont en accord avec de précédents travaux ayant montré que les rotations transverse et antéropostérieure du bras contribuaient entre 6,4 et 12,9 % à la vitesse de la raquette avant l'impact (Elliott *et al.*, 1995; Gordon et Dapena, 2006; Tanabe et Ito, 2007). Les rotations transverse et antéropostérieure du bras sont des facteurs importants pour la vitesse de balle car elles influencent la vitesse linéaire du coude vers l'avant. De plus, elles participent à élever l'épaule jusqu'à une position stable dans l'espace qui permet aux différents segments du membre supérieur de tourner librement autour de l'articulation de l'épaule avec une augmentation des vitesses angulaires au cours du temps (Elliott *et al.*, 1986; Bahamonde, 2000).

4.4.3 Relations entre le moment cinétique de l'avant-bras et la vitesse de balle

Le moment cinétique de l'avant-bras autour de l'axe transverse est significativement corrélé à la vitesse de balle pour les 4 phases du service. La vitesse angulaire d'extension du coude supérieure chez les serveurs professionnels (1510 $\pm$ 310 °·s^{-1}) (Fleisig *et al.*, 2003) par rapport aux amateurs (1230 $\pm$ 180 °·s^{-1}) (Elliott *et al.*, 1995) reflète l'importance de cette rotation segmentaire au cours du service (vitesse de balle respective de 50,8 et 32,9 m·s^{-1}). En effet, une hausse du moment cinétique de l'avant-bras autour de l'axe transverse augmente les vitesses linéaire et angulaire du poignet qui sont prépondérantes pour accélérer la raquette et par conséquent la balle. De plus, une corrélation significative (r = 0,47, *P* = 0,002) entre la vitesse de balle et la force développée par le moment d'extension du coude a été observée chez les joueurs de tennis experts (Cohen *et al.*, 1994). Gordon et Dapena (2006) ont observé une augmentation rapide de la contribution de l'extension du coude à la vitesse de la raquette juste après l'instant de PLBR. Ces auteurs ont aussi calculé que la contribution de l'extension du coude à la vitesse de la raquette est assez importante avant l'impact chez des joueurs universitaires (13,5 $\pm$ 3,6 m·s^{-1}, soit entre 40 et 50 % de la vitesse de la raquette). De leur côté, Tanabe et Ito (2007) ont rapporté une contribution plus faible de l'extension du coude à la vitesse horizontale de la tête de la raquette avant l'impact (3,2 $\pm$ 6,0 %). Toutefois, de façon surprenante, Elliott *et al.* (1995) ont trouvé que l'extension du coude ralentissait (-14,4 %) la vitesse antérieure du centre de la raquette à l'impact. Ces différences restent difficiles à expliquer mais pourraient être le résultat du niveau des joueurs testés et des différentes méthodes utilisées dans chacune de ces études pour évaluer la contribution des rotations segmentaires à la vitesse de la raquette. En effet, comme l'ont souligné Gordon et Dapena (2006), Elliott *et al.* (1995) et Tanabe et Ito (2007) ont calculé la contribution des rotations segmentaires à la vitesse de la tête de raquette au moment de l'impact, alors que Gordon et Dapena (2006) ont examiné ces contributions à la vitesse de la raquette tout au long de la durée du service.

4.4.4 Relations entre le moment cinétique de la "main+raquette" et la vitesse de balle

Le moment cinétique du segment "main + raquette" autour de l'axe transverse est significativement corrélé à la vitesse de balle au cours des phases suivantes : début de l'armé (LB - FMC), fin de l'armé (PLBR - RME), et accélération (RME - IMP). Ces résultats mettent en avant l'influence de la quantité de moment cinétique du segment "main+raquette" dans le développement de la vitesse de balle. Ce résultat est en accord avec des constats précédemment publiés dans la littérature. Au début de la phase d'armé (LB - FMC), il a été démontré que l'extension du poignet est le principal contributeur de la vitesse de la raquette (Gordon et Dapena, 2006). Entre PLBR et IMP, la contribution de la flexion du poignet à la vitesse de la raquette augmente jusqu'à 26 - 31,7 % (Sprigings *et al.*, 1994; Elliott *et al.*, 1995; Gordon et Dapena, 2006; Tanabe et Ito, 2007). Une étude a même rapporté une contribution de la rotation de la main à la vitesse finale de la raquette comprise entre 51 et 75 % (Vangheluwe et Hebbelinck, 1985). La rotation transverse de la main est très importante pour la vitesse de la raquette à la fin de l'accélération puisque la flexion du poignet permet au joueur d'augmenter la vitesse angulaire de sa raquette au-delà de 1500 °·s^{-1}juste avant l'impact (Elliott et Wood, 1983).

4.4.5 Séquence d'enchaînement segmentaire proximo-distale et phases-clé du service

Pour les mouvements sportifs, la séquence d'enchaînement segmentaire proximo-distale a été illustrée en examinant les vitesses linéaires et angulaires des articulations, les vitesses angulaires des segments ou encore les moments articulaires résultants (Putnam, 1993). En s'intéressant aux relations les plus fortes entre les moments cinétiques segmentaires et la vitesse de balle ($r>0,7$ et $p<0,001$), nos résultats confirment l'importance de la séquence proximo-distale de rotations autour de l'axe transverse, rapportée dans la littérature pour les habiletés de lancer et de frappe (Putnam, 1993) et pour l'analyse en 2D du service au tennis (Elliott *et al.*, 1986). Cette séquence proximo-distale entre FMC et IMP permettrait au joueur de transférer le moment cinétique depuis le tronc (milieu et fin de l'armé : FMC - PLBR et PLBR - RME) jusqu'au segment "main+raquette" au cours de l'accélération (RME - IMP) en circulant par le bras lors de la fin de l'armé (PLBR - RME) et par l'avant-bras lors de la fin de l'armé et l'accélération (PLBR - RME et RME - IMP). Puisque cette séquence de rotations segmentaires autour de l'axe transverse apparaît cruciale pour atteindre une vitesse de balle élevée, les joueurs de tennis devraient se concentrer sur l'augmentation du moment cinétique de leur tronc lors du milieu de l'armé (entre FMC et RME), de leur bras lors de la fin de l'armé (entre PLBR et RME), de leur avant-bras lors de la fin de l'armé et l'accélération (entre PLBR et IMP) et de leur "main+raquette" lors de l'accélération (entre RME et IMP). Les entraîneurs et les joueurs de tennis doivent considérer à la fois la quantité et le timing des moments cinétiques segmentaires pour améliorer la vitesse de balle au service.

4.4.5.1 Limites

Cette étude possède une limite. En effet, il existe une marge d'erreur quant aux valeurs obtenues liée au fait que les joueurs professionnels ont tendance à modifier les caractéristiques de leur raquette en alourdissant sa masse. Cela a pour conséquence de modifier la localisation du centre de masse de la raquette ainsi que les moments d'inertie. Au sein de la population de joueurs testés, seuls 3 joueurs ont modifié les caractéristiques de leur raquette. Pour le calcul du moment cinétique de la raquette, nous avons tenu compte de la masse réelle de chaque raquette mais pas de la position du centre de masse et des moments d'inertie réels mais de ceux fournis par les constructeurs de raquette.

4.4.6 Recommandations pratiques aux entraîneurs et aux joueurs

4.4.6.1 Comment augmenter les valeurs de moments cinétiques du tronc ?

Moment cinétique du tronc autour des axes transverse et antéropostérieur : le moment cinétique du tronc lors du service dépend de l'amplitude des forces de réaction du sol et de la direction de ces forces par rapport au centre de masse du joueur (Bahamonde, 2000; Zatsiorsky, 2002) (Figure 4.9). Par conséquent, l'amplitude et la direction des forces de réaction du sol constituent des leviers "techniques" que les serveurs doivent correctement actionner pour augmenter le

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

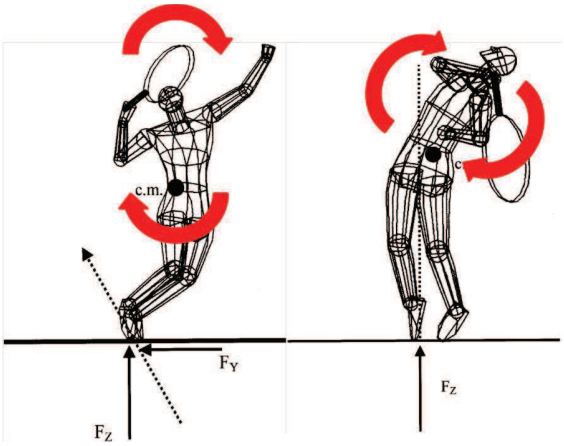


Figure 4.9 - Relations entre les forces de réaction du sol et le développement du moment cinétique du tronc autour des axes transverse et antéropostérieur, adapté de Bahamonde (2000)

moment cinétique de leur tronc, et par conséquent la vitesse de leur balle au service.

Pour élever le moment cinétique du tronc autour de l'axe transverse, la force de réaction du sol induite par l'appui arrière doit être la plus importante possible alors que l'appui avant fournit un ancrage stable au sol (force horizontale de freinage vers l'arrière) autour duquel les rotations du tronc vont s'enclencher. Pour augmenter la force de réaction verticale et l'explosivité produites par la jambe arrière, nous conseillons aux entraîneurs d'exploiter des programmes d'entraînement de plusieurs semaines basés sur des exercices pliométriques sollicitant les membres inférieurs (Markovic, 2007; Perez-Gomez et Calbet, 2013). Par ailleurs, les joueurs devraient utiliser la technique de relais d'appuis pour laquelle il a été démontré que le serveur crée des forces de réaction verticale et horizontale supérieures à la technique des appuis écartés, ce qui augmente son moment cinétique du tronc autour de l'axe transverse et par conséquent la vitesse de balle (Martin *et al.*, 2012). Quelle que soit la technique utilisée par les joueurs, l'amplitude de l'arabesque (remontée de la jambe arrière à la réception en fin de service) constitue un indicateur directement observable par l'entraîneur qui renseigne de façon indirecte sur la quantité de moment cinétique du tronc autour de l'axe transverse (Figure 4.10).



Figure 4.10 - Remontée de la jambe arrière lors de la réception du service au sol : "arabesque"

Concernant le moment cinétique antéropostérieur du tronc, il est le résultat de la poussée excentrée produite par l'appui arrière par rapport au centre de masse lors de l'impulsion contre le sol (Figure 4.9). Les entraîneurs doivent s'assurer que la position du pied arrière est correctement

placée par rapport à la hanche arrière, c'est-à-dire d'une façon telle que la poussée de l'appui arrière vers le haut va permettre de "surélever" la hanche arrière par rapport à la hanche avant et de faire tourner le tronc autour de l'axe antéropostérieur (Elliott *et al.*, 2009) (Figure 4.11). La bascule de la ligne des épaules et de la ligne des hanches, telle que présentée figure 4.11, constitue un indicateur visuel fiable de la création du moment cinétique du tronc autour de l'axe antéropostérieur.



Figure 4.11 - Moment cinétique du tronc autour de l'axe antéropostérieur. La photo de gauche est un bon exemple : poussée de la jambe arrière, rotation antéropostérieure du tronc et bascule des hanches et des épaules. La photo de droite met en évidence une poussée limitée de la jambe arrière, un manque de rotation antéropostérieure du tronc et l'absence de bascule des hanches et des épaules.

4.4.6.2 Comment augmenter les valeurs de moments cinétiques des segments du membre supérieur ?

Le renforcement musculaire constituerait une voie possible d'amélioration des valeurs de moment cinétique des segments du membre supérieur (bras, avant-bras, main+raquette). Un travail axé sur le développement de la force explosive chez les serveurs pourrait, en effet, permettre d'augmenter les vitesses angulaires des segments du membre supérieur, et par conséquent le moment cinétique. L'objectif du travail de développement de la force explosive consiste à mobiliser une charge légère (comprise entre 5 et 30% de la contraction maximale concentrique) avec la plus grande vitesse d'exécution possible (Quétin et Perrotte, 2006). Différentes méthodes peuvent être utilisées pour atteindre cet objectif (utilisation de médecine-ball, d'appareils de musculation guidés ou à air comprimé). Afin d'améliorer les valeurs de moments cinétiques transverse et antéropostérieur du tronc au cours du service, c'est principalement la force explosive des abdominaux (grand droit et muscles obliques) qui doit être améliorée. Concernant le moment cinétique du bras autour de l'axe transverse, il faut viser le développement de la force explosive des muscles sous-scapulaire, grand pectoral, deltoïde antérieur et triceps. Le triceps est aussi impliqué dans l'extension et le moment cinétique transverse de l'avant-bras. Enfin, en améliorant la force explosive des muscles fléchisseurs du poignet (fléchisseurs radial et ulnaire du carpe, long palmaire), on peut espérer augmenter le moment cinétique transverse de la main et de la

raquette avant l'impact.

4.5 Conclusion

Les buts de cette étude étaient (1) de définir les relations entre les moments cinétiques des segments du haut du corps et la vitesse de balle chez des joueurs de tennis professionnels, (2) d'identifier les phases temporelles du service au cours desquelles ces relations sont particulièrement fortes. Des corrélations significatives sont observées entre le moment cinétique du tronc autour des axes transverse et antéropostérieure et la vitesse de balle pour les phases suivantes : milieu de l'armé (FMC - PLBR), fin de l'armé (PLBR - RME) et accélération (RME - IMP). Ces résultats soulignent l'influence positive qu'exercent les rotations du tronc pour produire des vitesses de balle élevées. Les corrélations les plus fortes entre les moments cinétiques segmentaires autour de l'axe transverse et la vitesse de balle suivent une séquence temporelle d'enchaînement segmentaire de type "proximo-distale". En identifiant les phases temporelles "clé" du service au regard des relations entre moments cinétiques segmentaires et vitesse de balle, cette étude devrait aider les entraîneurs à améliorer la performance du service de leurs joueurs.

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

Chapitre 5

Étude 2 : Analyse des contraintes articulaires du membre supérieur lors du service au tennis : influence du niveau d'expertise sur l'efficience et les risques de blessures chroniques

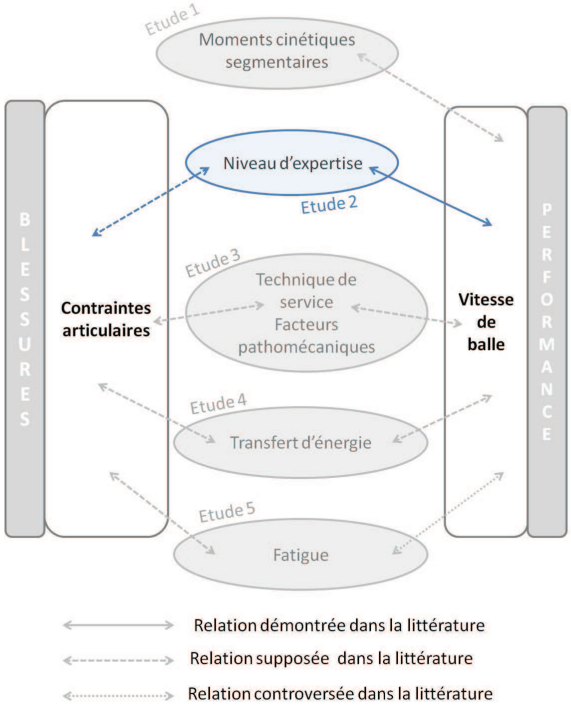


Figure 5.1 - Schéma récapitulatif de l'étude 2

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

5.1 Introduction

Les blessures sportives chroniques peuvent résulter de l'interaction complexe entre divers facteurs de risques tels que l'âge, le genre, des déséquilibres musculaires, le matériel utilisé, le nombre de répétitions gestuelles durant les entraînements et les compétitions ou encore des contraintes articulaires excessives (Bahr et Holme, 2003; Bartlett et Bussey, 2009; Kannus, 1997; Meeuwisse *et al.*, 2007). Parmi tous ces facteurs, les contraintes articulaires excessives (forces et moments résultants) au niveau du membre supérieur sont perçues comme cruciales dans les mouvements sportifs de type frappe ou lancer, car elles peuvent être à l'origine de microtraumatismes répétés, responsables de l'apparition de blessures chroniques (Kibler, 1995; Kannus, 1997; Lintner *et al.*, 2008; Anderson et Alford, 2010). Il apparaît, en effet, logique de penser que les joueurs de tennis soumis aux contraintes les plus élevées soient ceux qui risquent le plus de se blesser (Reid *et al.*, 2007). Cette théorie de longue date entre contraintes articulaires et blessures chroniques a été récemment confirmée chez des joueurs de baseball professionnels (Anz *et al.*, 2010). Il a ainsi été rapporté que la hausse des contraintes à l'épaule et au coude était associée à une augmentation des blessures au coude (Anz *et al.*, 2010). Les blessures articulaires chroniques concernent non seulement les joueurs professionnels mais aussi les joueurs amateurs, qu'ils soient compétiteurs ou non (Jayanthi *et al.*, 2005; Pluim *et al.*, 2006; Abrams *et al.*, 2012). Le tennis est un sport qui attire des dizaines de millions de pratiquants dans le monde, et la majorité d'entre eux sont amateurs. Pourtant, aucune étude n'a comparé les contraintes articulaires des joueurs de différents niveaux d'expertise et ne s'est intéressée à leurs implications potentielles dans le développement de pathologies chroniques fréquemment observées au tennis. Toutes les études précédentes se sont centrées sur les joueurs professionnels (Elliott *et al.*, 2003; Reid *et al.*, 2008). Par ailleurs, il a été suggéré qu'utiliser une technique de service juste et efficace pourrait réduire les facteurs de risques de blessures (Elliott *et al.*, 2003; Aguinaldo *et al.*, 2007) et améliorerait l'efficience (Aguinaldo et Chambers, 2009). Le serveur efficient est le joueur capable de maximiser la vitesse de balle à moindre coût, c'est-à-dire en limitant le niveau de contraintes articulaires subies (Aguinaldo et Chambers, 2009). Pour le moment, nous ne savons pas si la technique de service des joueurs de tennis amateurs de bon niveau est moins efficiente que celle des professionnels. Observer des différences de contraintes articulaires chez des joueurs de divers niveaux de pratique peut être très instructif pour comprendre les risques de blessures potentielles. Les buts de cette étude sont de comparer les contraintes articulaires à l'épaule, au coude et au poignet et l'efficience du service chez des joueurs professionnels et des amateurs de bon niveau (seconde série française) et de discuter leurs implications éventuelles dans l'apparition de blessures chroniques du membre supérieur.

5.2 Méthodologie générale

5.2.1 Participants

13 joueurs de tennis évoluant sur le circuit professionnel (âge : 24,4 ± 4,9 ans, taille : 1,86 ± 0,09 m, masse : 80,5 ± 8,3 kg) (Tableau 5.1) et 7 joueurs régionaux, classés en seconde série française (âge : 25,3 ± 7,3 ans, taille : 1,81 ± 0,04 m, masse : 70,1 ± 6,2 kg) (Tableau 5.2) ont participé volontairement à cette étude. Les joueurs professionnels possédaient tous un classement du circuit ATP en simple (17ème, 88ème, 118ème, 147ème, 287ème, 498ème, 522ème, 921ème, 1421ème) ou en double (35ème, 36ème, 48ème, 210ème). Avant le début de

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

la capture de mouvement, chaque participant a été informé de la procédure expérimentale à venir. Tous les joueurs étaient considérés comme en bonne santé, n'étaient pas blessés au moment de l'expérimentation et n'avaient pas subi à ce jour d'intervention chirurgicale au niveau du bras dominant. Un consentement écrit a été obtenu pour chaque joueur. L'étude a été approuvée par le comité d'éthique du CHU de Rennes.

Sujets	Age (ans)	Taille (m)	Masse (kg)	D / G	Classement ATP
1	31	1,93	90	Droitier	17
2	23	1,92	91	Droitier	88
3	25	1,96	78	Droitier	118
4	19	1,92	93	Gaucher	147
5	23	1,82	70	Droitier	287
6	18	1,89	75	Droitier	498
7	28	1,80	76	Gaucher	522
8	18	1,70	68	Droitier	921
9	18	1,81	76	Droitier	1421
10	30	1,80	79	Droitier	48*
11	28	1,81	76	Droitier	35*
12	27	2,02	90	Droitier	36*
13	30	1,85	84	Droitier	210*
Moy $\pm$ ET	24,4 $\pm$ 4,9	1,86 $\pm$ 0,09	80,5 $\pm$ 8,3	/	/

Tableau 5.1 - Caractéristiques des joueurs professionnels de l'étude 2. * : classement en double

5.2.2 Protocole expérimental, capture de mouvement et vitesse de balle

La description méthodologique de ces éléments est identique à celle présentée dans la section 4.2.4 de l'étude 1.

5.2.3 Valeurs maximales de contraintes articulaires

En plus des mesures de vitesse de balle pour chaque essai, 17 valeurs maximales de contraintes articulaires à l'épaule, au coude et au poignet ont été calculées. Ces contraintes articulaires ont été choisies car elles sont identifiées dans la littérature comme des indicateurs potentiels de

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

Sujets	Age (ans)	Taille (m)	Masse (kg)	D / G	Classement FFT
1	40	1,76	65	Droitier	4/6
2	21	1,87	74	Gaucher	5/6
3	28	1,83	80	Droitier	-2/6
4	27	1,81	71	Droitier	4/6
5	21	1,78	68	Droitier	1/6
6	21	1,85	72	Gaucher	4/6
7	19	1,79	61	Droitier	5/6
Moy $\pm$ ET	25,3 $\pm$ 7,3	1,81 $\pm$ 0,04	70,1 $\pm$ 6,2	/	/
P	0,744	0,082	0,010*	/	/

Tableau 5.2 - Caractéristiques des joueurs amateurs de l'étude 2.* P<0,05 significativement du groupe de joueurs professionnels

blessure articulaire chronique au cours de mouvements sportifs tels que le lancer au baseball ou le service au tennis (Elliott *et al.*, 2003; Fleisig *et al.*, 1995, 1999). Le bras qui tient la raquette a été modélisé par une chaîne cinématique à 3 segments composée du bras, de l'avant-bras et de la main/raquette. L'approche "top-down" de la dynamique inverse a été utilisée pour calculer les forces et les moments articulaires résultants à partir des équations de Newton-Euler.

Les forces et les moments articulaires résultants ont d'abord été calculés dans le repère global et ont ensuite été transformés dans les repères orthogonaux locaux propres à chaque articulation (Figure 5.2).

Les moments d'inertie des raquettes ont été calculés pour chaque groupe de joueurs (professionnels et amateurs) en utilisant une méthodologie identique à celle présentée dans l'étude 1. Toutes les valeurs de contraintes articulaires ont été calculées à l'aide de la version 6.5 du logiciel Matlab (Mathworks, Natick, Massachussetts, USA). La masse des joueurs professionnels est significativement supérieure à celle des joueurs amateurs et la taille tend à être différente entre les deux groupes (Tableau 5.2). Par conséquent, pour faciliter la comparaison entre les groupes et entre nos valeurs et celles de la littérature, les valeurs maximales de contraintes articulaires ont été normalisées. En accord avec la littérature, les forces obtenues pour chaque sujet ont été divisées par la masse du sujet en question (BW). Les moments ont été divisés par le produit de la masse (BW) et de la taille (H) (Davis *et al.*, 2009). Enfin, afin de mesurer "l'efficience" du service, les valeurs normalisées de contraintes articulaires obtenues pour chaque essai ont été divisées par la vitesse de balle atteinte lors de cet essai. Ces ratios indiquent la valeur de contraintes que les articulations du membre supérieur (épaule, coude, et poignet) subissent par kilomètre/heure de vitesse de balle générée (Davis *et al.*, 2009).

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

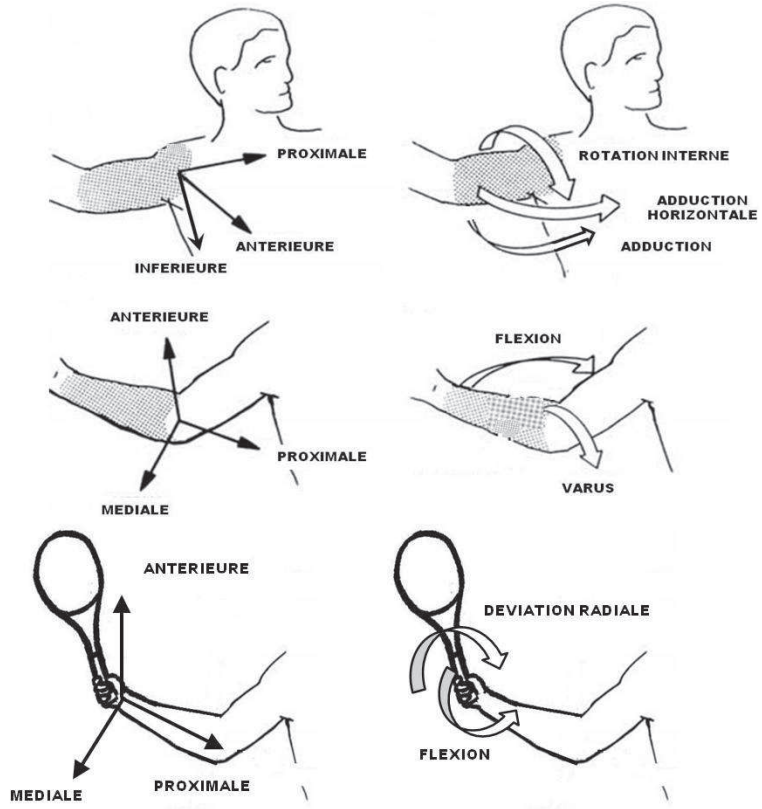


Figure 5.2 - Représentation schématique des contraintes articulaires calculées à l'épaule, au coude et au poignet

5.2.4 Phases du service

Pour simplifier l'interprétation des données et comparer nos résultats avec la littérature, le mouvement de service a été divisé en phases temporelles (Figure 5.3). La phase de préparation commence avec le début du mouvement (DM) et se termine avec le lancer de balle (LB). La phase d'armé a lieu entre le lancer de balle (LB) et la rotation maximale externe de l'épaule (RME). La phase d'accélération se déroule entre la rotation maximale externe de l'épaule (RME) et l'impact (IMP). Entre l'impact (IMP) et la rotation maximale interne (RMI) de l'épaule a lieu la phase de décélération. Enfin, la phase d'accompagnement est comprise entre la rotation maximale interne du bras (RMI) et la fin du service où le joueur se réceptionne au sol (FIN).

5.2.5 Questionnaire de blessures

D'après Krosshaug *et al.* (2005), le couplage de l'analyse du mouvement et de l'enregistrement des blessures est une approche intéressante pour investiguer la relation entre la biomécanique d'un mouvement sportif particulier mesurée lors d'une analyse en laboratoire et les facteurs de risques de blessures qui lui sont associés. Dans cette perspective, un questionnaire a été utilisé pour relever toutes les blessures liées à la pratique du tennis pour un joueur donné pendant la période de 2 ans (2 saisons sportives) suivant la capture du mouvement. Dans ce questionnaire,

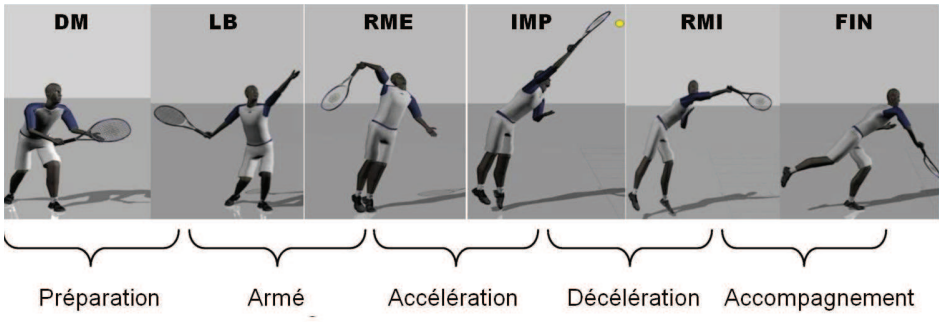


Figure 5.3 - Évènements-clé et phases temporelles du service

les joueurs étaient invités à répondre à la question suivante : avez-vous rencontré des blessures qui vous ont empêché de jouer à 100 % ? Puis les joueurs devaient rapporter le nombre de blessures, le nom de la blessure, le type de blessures (chronique ou traumatique), la région anatomique touchée par la blessure (articulation ou segment), la gravité de la blessure et les coups du tennis affectés par la blessure. Les joueurs ont reçu des informations écrites précisant la définition du terme de blessure et la manière dont ils devaient rapporter leurs blessures dans le questionnaire. Afin de limiter les biais inhérents aux questionnaires (mémoire sélective, interprétation personnelle) et de vérifier les informations rapportées par les joueurs professionnels eux-mêmes, certains entraîneurs, kinésithérapeutes du circuit ATP et le site tennisinsight.com (qui répertorie les abandons des joueurs professionnels en match officiel pour cause de blessure) ont été consultés.

5.2.6 Définitions autour du concept de blessure

Dans cette étude, le terme de blessure a été choisi en accord avec la définition proposée par un groupe d'experts en épidémiologie du tennis (Pluim *et al.*, 2009). Il était défini comme toute manifestation ou complainte physique ressentie par un joueur qui survient ou fait suite à un entraînement ou un match de tennis, quels que soient les soins médicaux nécessaires et le durée d'arrêt de la pratique du tennis (Pluim *et al.*, 2009). La gravité de la blessure était classée en fonction du nombre de jours écoulés entre le début de la blessure et le retour à 100% à l'entraînement et en compétition : minimale (1 à 3 jours), faible (4 à 7 jours), modérée (8 à 28 jours), sévère (>28 jours - 6 mois), à long terme (> 6 mois) (Pluim *et al.*, 2009). Le caractère "brutal ou aigu" était confirmé quand la blessure était causée de façon soudaine par un traumatisme alors que la blessure "chronique" était définie comme une blessure non causée par un traumatisme, avec une survenue graduelle dans le temps et une augmentation progressive de l'intensité (Taimela *et al.*, 1990). Les définitions concernant la localisation et le type des blessures étaient celles proposées par Pluim *et al.* (2009). Certains joueurs n'étaient pas capables de donner la définition médicale de leur blessure. Par conséquent, en accord avec la littérature, le terme de "tendinopathie" a été choisi pour désigner les blessures articulaires chroniques, combinant douleurs et diminution de performance, causées par une dégénération et/ou une inflammation des structures tendineuses, sans pour autant connaître précisément les mécanismes ou le nom de la pathologie en question (Seitz *et al.*, 2011).

5.3 Analyses statistiques

Les valeurs moyennes et les écarts-types (cinq essais par joueur) ont été calculés pour chacune des variables. En fonction de la normalité des données, des tests T de Student ou des tests de Mann Whitney pour échantillons non appariés ont été utilisés pour comparer les données entre joueurs professionnels et amateurs. Le niveau de significativité a été fixé à $P < 0,05$ (SigmaStat 3.1, Jandel Corporation, San Rafael, CA, USA). Les "effect size" (tailles des effets) ont été calculés pour renseigner la taille des effets statistiques observés et définis comme petits pour $r > 0,1$, moyens pour $r > 0,3$ et importants pour $r > 0,5$ (Cohen, 1988). Selon Bahr et Holme (2003), le test de chi-deux est un moyen statistique qui permet de vérifier l'effet d'une variable qualitative sur les risques de blessure. Toutefois, dans le cas de faibles effectifs, il est préférable d'utiliser un test exact de Fisher (Field, 2011). Par conséquent, un test exact de Fisher a été réalisé pour déterminer l'effet du niveau de pratique (professionnel vs. amateur) sur le taux des blessures chroniques articulaires du membre supérieur. A partir des données épidémiologiques, un risque relatif (RR) (Hopkins *et al.*, 2007) a été calculé pour mesurer le risque de survenue de blessure articulaire chronique au niveau du membre supérieur entre les deux groupes de joueurs.

5.4 Résultats

5.4.1 Contraintes articulaires maximales

Les valeurs maximales de contraintes articulaires sont présentées dans le tableau 5.3. Les résultats révèlent que 5 des 17 paramètres analysés durant le service sont significativement différents entre les groupes testés (professionnels et amateurs). Les forces antérieure et inférieure à l'épaule, le moment d'abduction horizontale de l'épaule, la force médiale au coude sont significativement plus élevées chez les amateurs. Des "effect size" larges ou moyens ont été calculés pour ces paramètres. La force proximale à l'épaule est, au contraire, significativement supérieure chez les professionnels. Cependant, ce dernier résultat doit être traité avec précaution puisqu'un "effect size" très limité ($r = 0,082$) a été calculé pour cette contrainte articulaire particulière. Les autres valeurs de contraintes articulaires ne diffèrent pas significativement entre les deux groupes de joueurs de tennis ($P > 0,05$).

5.4.2 Efficience du service

La vitesse de balle est significativement plus rapide chez les joueurs professionnels ($177,1 \pm 15,9$ km·h^{-1}) par rapport aux amateurs ($143,1 \pm 14,4$ km·h^{-1}) ($P < 0,001$) ($r = 0,726$). Tous les paramètres relatifs à l'efficience du service sont significativement meilleurs (plus faibles) chez les professionnels que chez les amateurs ($P < 0,01$, Tableau 5.4). Cela signifie que les articulations du membre supérieur des joueurs professionnels subissent des valeurs inférieures de contraintes par km·h^{-1}de vitesse de balle générée durant le service. Pour la majorité de ces paramètres d'efficience, des "effect size" larges ou moyens ont été obtenus.

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

	Phase	PRO	AMA $2^{ndesrie}$	P	r
Forces à l'épaule (N/BW)					
Force inférieure	Décélération	2,9 ± 0,6	**4,0 ± 0,8*** **	<0,001	0,619
Force antérieure	Armé	2,8 ± 0,6	**3,2 ± 0,6** **	0,003	0,327
Force proximale	Accélération	5,4 ± 0,9	5,2 ± 1,0	0,320	0,101
Moments à l'épaule (Nm/BW*H)					
Moment de rotation interne	Armé	0,36 ± 0,09	0,33 ± 0,08	0,224	0,156
Moment d'adduction horizontale	Armé	0,55 ± 0,12	0,54 ± 0,12	0,629	0,069
Moment d'abduction horizontale	Décélération	0,19 ± 0,06	**0,23 ± 0,06** **	0,002	0,372
Moment d'adduction	Décélération	0,49 ± 0,9	0,51 ± 0,09	0,401	0,085
Forces au coude (N/BW)					
Force antérieure	Accélération	1,6 ± 0,3	1,7 ± 0,5	0,755	0,041
Force médiale	Armé	2,4 ± 0,5	**2,7 ± 0,5** **	0,006	0,276
Force proximale	Décélération	**5,4 ± 1,1***	5,3 ± 0,9	0,026	0,082
Moments au coude (Nm/BW*H)					
Moment de flexion	Accélération	0,20 ± 0,06	0,20 ± 0,05	0,701	0,039
Moment de varus	Armé	0,38 ± 0,09	0,35 ± 0,08	0,218	0,158
Forces au poignet (N/BW)					
Force antérieure	Accélération	2,3 ± 0,6	2,5 ± 0,4	0,274	0,160
Force proximale	Accélération	0,9 ± 0,2	1,0 ± 0,3	0,135	0,254
Force médiale	Décélération	3,4 ± 0,7	3,6 ± 0,6	0,240	0,167
Moments au poignet (Nm/BW*H)					
Moment de flexion	Armé	0,16 ± 0,04	0,15 ± 0,02	0,670	0,068
Moment de déviation radiale	Accélération	0,14 ± 0,05	0,14 ± 0,04	0,853	0,019

Tableau 5.3 - Valeurs maximales de contraintes articulaires (moyenne ± écart-type). *** : P<0,001, ** : P<0,01, * : P<0,05. r : effect size, PRO : professionnels, AMA : amateurs, N : newton, BW : masse, H : taille.

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

Efficience	PRO	AMA $2^{ndesrie}$	P	r
Forces à l'épaule/V_{balle}	$.10^{-2}$	$.10^{-2}$		
Force inférieure	0,02 ± 0,00	**0,03 ± 0,01*** **	<0,001	0,794
Force antérieure	0,02 ± 0,00	**0,02 ± 0,00*** **	<0,001	0,652
Force proximale	0,03 ± 0,05	**0,04 ± 0,01*** **	<0,001	0,674
Moments à l'épaule/V_{balle}				
Moment de rotation interne	0,20 ± 0,05	**0,23 ± 0,05** **	0,005	0,280
Moment d'adduction horizontale	0,31 ± 0,05	**0,38 ± 0,08*** **	<0,001	0,574
Moment d'abduction horizontale	0,11 ± 0,03	**0,16 ± 0,04*** **	<0,001	0,574
Moment d'adduction	0,28 ± 0,04	**0,36 ± 0,04*** **	<0,001	0,655
Forces au coude/V_{balle}				
Force antérieure	0,01 ± 0,00	**0,01 ± 0,00*** **	<0,001	0,408
Force médiale	0,01 ± 0,00	**0,02 ± 0,00*** **	<0,001	0,662
Force proximale	0,03 ± 0,01	**0,04 ± 0,01*** **	<0,001	0,479
Moments au coude/V_{balle}				
Moment de flexion	0,11 ± 0,03	**0,14 ± 0,03*** **	<0,001	0,457
Moment de varus	0,21 ± 0,05	**0,24 ± 0,05** **	0,002	0,438
Forces au poignet/V_{balle}				
Force antérieure	0,01 ± 0,00	**0,02 ± 0,00*** **	<0,001	0,502
Force proximale	0,01 ± 0,00	**0,01 ± 0,00*** **	<0,001	0,290
Force médiale	0,02 ± 0,00	**0,03 ± 0,00*** **	<0,001	0,588
Moments au poignet/V_{balle}				
Moment de flexion	0,09 ± 0,02	**0,11 ± 0,02*** **	<0,001	0,376
Moment de déviation radiale	0,08 ± 0,03	**0,10 ± 0,03*** **	<0,001	0,318

Tableau 5.4 - Valeurs d'efficience du service (moyenne ± écart-type). *** : P<0,001, ** : P<0,01, * : P<0,05, PRO : professionnels, AMA : amateurs.

5.4.3 Blessures

Les résultats généraux fournis par les questionnaires en lien avec les blessures liées à la pratique du tennis sont présentés dans le tableau 5.5. La figure 5.4 présente les différentes régions anatomiques touchées par ces blessures. L'ensemble des joueurs a rapporté 34 blessures au cours des 24 mois ayant suivi la capture de mouvement. Les résultats révèlent que 84,6 % des joueurs professionnels se sont blessés au cours cette période alors que c'est le cas de tous (100 %) les amateurs. Pour chaque groupe de joueurs, 6 blessures articulaires chroniques

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

	PRO	AMA	Tous
Joueurs blessés (n,%)	11 (85 %)	7 (100 %)	18 (90 %)
Nombre total de blessures	24	10	34
Blessures chroniques (épaule, coude, poignet)	6	6	12
Joueurs blessés (épaule, coude, poignet) (n,%)	5 (39%)	6 (86%)	11 (55%)

Tableau 5.5 - Récapitulatif du nombre de joueurs blessés et du nombre de blessures articulaires chroniques du membre supérieur dominant

du membre supérieur dominant (épaule, coude ou poignet) ont été rapportées. 38,5 % des professionnels ont rencontré une blessure de ce type alors que ce pourcentage est de 85,7 % chez les joueurs amateurs. Chez les amateurs, deux tendinites de la coiffe des rotateurs et une "SLAP lésion de type 2" de l'épaule ont été rapportées. Les professionnels se sont plaints de deux tendinites de la coiffe des rotateurs et d'une déchirure du labrum. Concernant le coude, les joueurs blessés ont expliqué avoir souffert de "tennis - elbow" avec des douleurs surtout au niveau médial chez les amateurs et au niveau latéral chez les professionnels. Un test exact de Fisher révèle que le niveau de pratique "2nde série amateur" tend à augmenter le risque de blessures chroniques articulaires du membre supérieur (P = 0,070). Le risque relatif de survenue de blessures chroniques articulaires du membre supérieur est 2,2 fois plus élevé chez les joueurs de 2nde série que chez les professionnels.

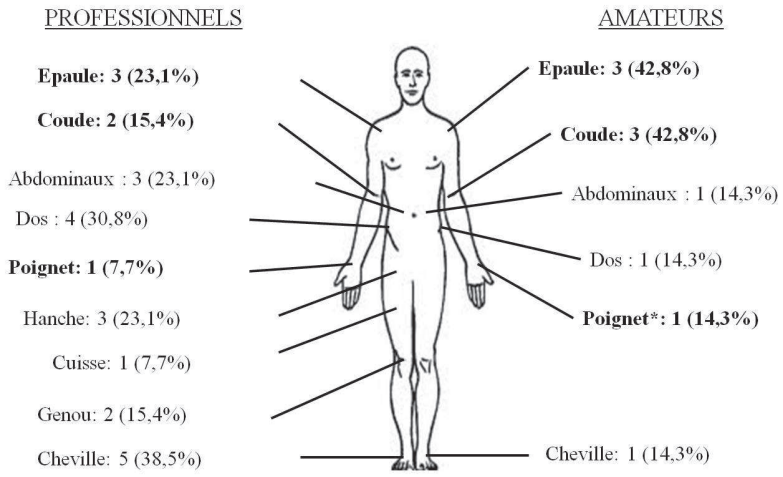


Figure 5.4 - Localisation anatomique des blessures rapportées. Nombre de joueurs blessés, (% de joueurs blessés dans cette région). Poignet* : poignet non dominant.

5.5 Discussion

Les buts de cette étude étaient de comparer les contraintes articulaires de l'épaule, du coude et du poignet et l'efficience du service entre des joueurs professionnels et des amateurs de

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

2nde série française et de discuter leur implication potentielle dans l'apparition de blessures chroniques du membre supérieur. Dans la littérature scientifique, les contraintes articulaires au cours de mouvements sportifs sont généralement exploitées pour prédire les risques potentiels de blessures en associant les valeurs maximales de contraintes et certaines blessures chroniques connues (Atwater, 1979; Fleisig *et al.*, 1995, 1996). Au regard de cette conception, nos résultats apparaissent instructifs pour le service au tennis. Puisque les compétiteurs amateurs sont sujets à des contraintes élevées au niveau de l'épaule et du coude, qui sont perçues comme des facteurs de risques de blessures, nos résultats suggèrent que leur technique de service les expose à un risque supérieur de blessures articulaires chroniques, par rapport à celui encouru par les joueurs professionnels. Cette hypothèse est confirmée par les résultats issus des questionnaires de blessures qui montrent que le niveau de pratique amateur tend à augmenter ce risque. 42,8 % de notre population de joueurs amateurs ont souffert de blessures à l'épaule et au coude pendant la période d'enquête contre respectivement 23,1 % et 15,4 % des professionnels.

5.5.1 Contraintes articulaires et risques de blessures de l'épaule

5.5.1.1 Forces antérieure et inférieure

Il a été rapporté qu'une hausse de force antérieure à l'épaule au cours de la phase d'armé est directement associée à des pathologies au niveau des structures ligamentaires (Whiteley, 2007). La répétition des forces antérieures à l'épaule lors de mouvements de lancer ou de frappe au dessus de l'épaule est responsable de l'apparition d'une laxité de l'épaule, aboutissant à une translation excessive de la tête humérale et à une amplitude trop importante de rotation externe. Cette laxité acquise est généralement associée à des douleurs, des sensations d'inconfort au cours de la phase d'armé (Braun *et al.*, 2009) et peut conduire au syndrome d'épaule instable et "conflictuelle" (Boileau *et al.*, 2011). Les forces de cisaillement qui apparaissent au cours des mouvements de lancer ou de frappe au-dessus de l'épaule favorisent l'apparition du conflit postéro-supérieur où la coiffe des rotateurs entre en contact avec la partie postéro-supérieure du labrum (Fleisig *et al.*, 1995; Sonnery-Cottet *et al.*, 2002). Nos valeurs supérieures de force inférieure et antérieure à l'épaule chez les joueurs amateurs amènent à penser que les risques de laxité pathologique à l'épaule et de lésions au niveau du labrum glénoïdien sont augmentés pour ce groupe par rapport aux professionnels au cours de la phase d'armé. De plus, McLeod et Andrews (1986) ont décrit le phénomène de "shoulder grinding factor" qui cause la dégénération du labrum. La combinaison de la force proximale à l'épaule, de la rotation interne du bras et de la translation de la tête humérale induite par la force antérieure à l'épaule peut causer un fort écrasement du labrum entre la tête humérale et le bord du bourrelet glénoïdien. Ce phénomène aboutit à des lésions du labrum (Andrews *et al.*, 1991). Les joueurs amateurs semblent encourir un risque important de ce genre de blessures à l'épaule, puisqu'ils présentent une force proximale à l'épaule identique à celle des professionnels mais une force antérieure à l'épaule supérieure (Tableau 5.3).

5.5.1.2 Moment d'abduction horizontale

Les blessures de la coiffe des rotateurs résultent généralement de micro-déchirures qui apparaissent quand les muscles de la coiffe des rotateurs se contractent pour résister à la distraction, à l'adduction horizontale et à la rotation interne de l'épaule au cours de la phase de décélération

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

du bras (Fleisig *et al.*, 1999). Dans la mesure où les amateurs produisent une force proximale à l'épaule identique mais un moment d'abduction horizontal supérieur à celui des professionnels (Tableau 5.3), ils encourent un risque plus élevé de blessures de la coiffe des rotateurs, parfois associées à un conflit postéro-supérieur.

5.5.2 Contraintes articulaires et risques de blessures du coude

5.5.2.1 Moment de varus

Les joueurs amateurs et les professionnels génèrent des valeurs maximales de moment de varus du coude similaires au cours de la phase d'armé (Tableau 5.3). Par conséquent, ces deux groupes semblent encourir un risque identique de blessures chroniques du coude, telles que celles qui touchent le ligament collatéral ulnaire ou les lésions ostéochondrales du capitellum (Eygendaal *et al.*, 2007). La combinaison du moment de varus avec l'extension du coude au cours du service peut produire le syndrome de valgus extension chez les joueurs professionnels et amateurs (Wilson *et al.*, 1983; Eygendaal *et al.*, 2007). Ce syndrome peut entraîner des excroissances osseuses (ostéophytes) au niveau postérieur et postéro-médial de la pointe de l'olécrane et des chondromalacies (pathologies de ramollissement du tissu cartilagineux) (Atwater, 1979).

5.5.2.2 Force médiale

La hausse de force médiale observée au niveau du coude chez les joueurs amateurs pendant la phase d'armé augmente probablement le risque de blessures ulno-humérales dans cette population par rapport aux professionnels. Sous l'effet de cette force médiale, l'olécrane a tendance à être compressé contre la trochlée postéromédiale et la fosse olécrânienne de l'humérus. Ce phénomène peut induire des ostéophytes au niveau postéro-médial, des fractures de fatigue de l'olécrane ou encore des dégénérations du cartilage au niveau du coude (Cain *et al.*, 2003; Anderson et Alford, 2010). Nos résultats peuvent être mis en relation avec diverses données épidémiologiques portant sur les joueurs de tennis. De façon intéressante, Kamien (1988) a rapporté une prévalence relativement élevée des douleurs au niveau de la partie médiale du coude (30 %) chez des joueurs de club australiens. La proportion des joueurs ayant admis avoir souffert du coude pendant leur carrière varie entre 20 et 47 % dans les études impliquant des amateurs (Priest *et al.*, 1977; Chard et Lachmann, 1987; Jayanthi *et al.*, 2005) alors que ce pourcentage semble inférieur chez les joueurs élites et professionnels (10,9 %) (Winge *et al.*, 1989). Les résultats issus de nos questionnaires concernant les blessures du coude sont en accord avec ceux rapportés dans la littérature : ce type de blessures concerne 42,8 % de nos amateurs et 15,4 % des professionnels.

5.5.2.3 Force proximale

Les joueurs professionnels présentent des valeurs de force proximale au coude significativement supérieures à celles des amateurs (Tableau 5.3). Cette force proximale au coude, générée le long de la partie radiale du coude au cours de la phase de décélération pourrait conduire au développement de lésions ostéochondrales ou d'ostéochondrites disséquantes (nécrose osseuse ou

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

cartilagineuse) au niveau du capitulum de l'humérus (Anderson et Alford, 2010) chez les joueurs professionnels. Cependant, l'interprétation de ce dernier résultat doit être traité avec précaution puisque l'"effect size" associé est très petit. Nos résultats encouragent à mener des études complémentaires sur le service avec des buts différenciés selon le niveau de pratique des joueurs de tennis. Ainsi, une attention particulière doit être dirigée vers la phase de décélération après l'impact pour identifier les facteurs mécaniques responsables de la hausse de force proximale au coude chez les professionnels. Inversement, l'attention doit être focalisée sur la phase d'armé chez les joueurs amateurs pour analyser les facteurs mécaniques qui tendent à élever la force médiale au coude dans cette population.

5.5.3 Contraintes articulaires et risques de blessures du poignet

Cette étude est la première à fournir des données à propos des contraintes articulaires au niveau du poignet pendant le service au tennis. Les valeurs obtenues de forces et de moments dans cette étude sont supérieures à celles observées pour le coup droit (Bahamonde et Knudson, 2003) et suggèrent que le service est un mouvement à risque pour le poignet. En effet, la plupart des douleurs au poignet apparaissent avec la répétition de contraintes induites par des forces de cisaillement, de compression et par des rotations excessives (Rettig, 1994). Les résultats suggèrent que les amateurs encourent des risques identiques de ténosynovite, de lésions du complexe triangulaire fibro-cartilagineux et de conflit ulno-carpien par rapport aux professionnels car les deux groupes subissent des niveaux de forces et de moments au poignet similaires. Ces résultats sont en accord avec nos données épidémiologiques : un seul joueur professionnel s'est plaint d'une blessure chronique au niveau de son poignet dominant. Ils concordent aussi avec la littérature qui rapporte de faibles pourcentages de blessures du poignet à la fois chez les joueurs élites (10 %) (Winge *et al.*, 1989) et chez les compétiteurs amateurs (6 - 7 %) (Chard et Lachmann, 1987; Jayanthi *et al.*, 2005).

5.5.4 Efficience du service

Il a été suggéré dans la littérature qu'une technique de service "efficiente" pourrait permettre à un joueur de maximiser la vitesse de balle tout en limitant les valeurs de contraintes articulaires, et donc avec un risque de blessure réduit (Aguinaldo et Chambers, 2009; Ellenbecker et Roetert, 2003). Les résultats de cette étude montrent que les joueurs amateurs sont moins "efficients" puisqu'ils surchargent leurs articulations et atteignent des vitesses de balle significativement inférieures aux professionnels. Selon Davis *et al.* (2009), les paramètres d'efficience peuvent nous permettre de mieux comprendre l'effet de la biomécanique sur la longévité de la carrière des sportifs. Pouvoir diminuer les contraintes articulaires pour une vitesse de balle donnée permettrait de réduire les microtraumatismes répétés à l'épaule, au coude et au poignet tout au long des années de pratique du tennis. On peut supposer que la moins bonne efficience mesurée chez les joueurs amateurs est en lien avec une mauvaise exploitation mécanique de la chaîne cinématique lors du service. Une mauvaise coordination motrice pourrait conduire à augmenter les contraintes articulaires au sein de la séquence de mouvements (Kibler, 1995; Lintner *et al.*, 2008; Van der Hoeven et Kibler, 2006) par un phénomène de "catch-up" ou "rattrapage" qui interviendrait quand le serveur tente de compenser une perturbation de la chaîne cinématique en surchargeant les articulations (Lintner *et al.*, 2008). Il est envisageable que ce principe s'applique

aux amateurs. Différentes hypothèses d'"erreurs techniques" au sein de la chaîne cinématique pourraient expliquer la hausse de contraintes articulaires observée chez les joueurs régionaux. Il a, en effet, été démontré qu'une action de jambes limitée lors du service réduit la vitesse de balle (Girard *et al.*, 2005, 2007) et augmente les contraintes (forces et moments) à l'épaule et au coude (Elliott *et al.*, 2003). De la même façon, Elliott *et al.* (2003) ont mis en évidence qu'une préparation abrégée ou compacte entraîne une augmentation de la force antérieure à l'épaule lors de la phase d'armé du service. Ainsi, pour prévenir les blessures chroniques de l'épaule et du coude chez les joueurs amateurs, les entraîneurs doivent être attentifs à leur enseigner une action de jambes complète et explosive ainsi qu'une préparation complète. Cependant, tous les facteurs mécaniques responsables de l'augmentation des contraintes articulaires ne sont pas encore bien connus pour le service au tennis. Pourtant, il a été démontré que de faibles variations dans le timing et la cinématique peuvent réduire la performance et augmenter les valeurs de contraintes articulaires et par conséquent les risques de blessures chroniques au baseball (Whiteley, 2007; Fortenbaugh *et al.*, 2009). La plupart des résultats obtenus pour le pitch au baseball pourrait peut-être être transférée au service au tennis en raison des caractéristiques mécaniques semblables entre ces deux mouvements sportifs. Par conséquent, des futures recherches testant les relations entre variables cinématiques, temporelles, contraintes articulaires et vitesse de balle sont nécessaires pour comprendre où et quand se situent les erreurs biomécaniques au niveau du service des joueurs amateurs comparé à celui des professionnels.

5.5.5 Limites

Il convient de garder à l'esprit que les blessures chroniques rapportées dans cette étude ne sont sans doute pas seulement causées par des contraintes articulaires excessives mais peuvent être le résultat de l'interaction de ces contraintes avec d'autres facteurs de risques tels que le matériel utilisé ou encore le nombre de répétitions au cours des entraînements et des compétitions (Kannus, 1997; Hjelm *et al.*, 2012; Creveaux *et al.*, 2012). Les résultats de notre étude montrent que les professionnels maîtrisent une technique de service moins traumatisante pour le membre supérieur car ils présentent des valeurs de contraintes articulaires inférieures ou similaires à celles des amateurs : ce qui a pour conséquence de réduire leur risque de blessures chroniques articulaires au niveau de l'épaule, du coude ou du poignet. Par ailleurs, la collecte des données en lien avec les blessures a, en effet, été limitée à une période de deux saisons sportives. Dans la mesure où la quantité de pratique et de répétitions du geste de service est difficile à mesurer précisément pour chaque joueur, notre étude n'en tient pas compte. De plus, la finesse des données quant à la nature précise des blessures s'avère limitée. Si tous les joueurs connaissaient la région anatomique blessée (exemple : épaule), ils n'étaient pas toujours à même de nous fournir le nom exact de la blessure avec précision (exemple : SLAP lésions). Enfin, le faible nombre de sujets ayant participé à cette étude et par conséquent, le faible nombre de blessures enregistrées constituent une limite au niveau de la puissance des tests statistiques.

5.5.6 Recommandations pratiques aux entraîneurs et aux joueurs

D'après nos résultats, les phases d'armé et de décélération au cours desquelles les amateurs présentent des valeurs élevées de contraintes articulaires à l'épaule, sont des périodes cruciales qui nécessitent une attention particulière de la part des entraîneurs pour éviter les blessures

chroniques de l'épaule qui sont relativement fréquentes chez les joueurs de club (Chard et Lachmann, 1987; Jayanthi *et al.*, 2005; Priest *et al.*, 1980a,b).
Au niveau du coude, alors que la phase d'armé semble être la plus traumatisante chez les amateurs, les entraîneurs doivent surtout se concentrer sur la phase de décélération chez les joueurs professionnels pour éviter les risques de blessures. En accord avec les résultats d'Elliott *et al.* (2003), nous encourageons les joueurs à exploiter une flexion de jambes importante (80 $\pm$ 10 °) et explosive (vitesse angulaire d'extension du genou arrière autour de 550 - 600 °·s^{-1}) ainsi qu'une préparation complète au service afin d'améliorer la vitesse de balle et de limiter les contraintes articulaires à l'épaule et au coude.

5.6 Conclusion

A partir de captures du mouvement de service, cette étude fournit une comparaison des contraintes articulaires au niveau du membre supérieur (épaule, coude, poignet) entre deux groupes de joueurs de tennis avec différents niveaux de pratique (professionnels et joueurs amateurs de 2nde série française). Elle apporte aussi des données épidémiologiques suite à un relevé des blessures subies par les joueurs dans une période de 24 mois après la capture de mouvement. Les joueurs amateurs démontrent une vitesse de balle inférieure mais des valeurs maximales de contraintes articulaires identiques ou significativement supérieures à celles des professionnels. En conséquence, les résultats suggèrent que la technique de service des amateurs les expose à des risques supérieurs de blessures chroniques articulaires du membre supérieur, ce que confirme nos données épidémiologiques. Les phases d'armé et d'accélération, au cours desquelles les amateurs sont soumis à des contraintes articulaires excessives, constituent des périodes cruciales qui nécessitent une attention particulière de la part des entraîneurs pour éviter les blessures chroniques articulaires, particulièrement au niveau de l'épaule et du coude. La moins bonne efficience des amateurs observée dans cette étude, par rapport aux professionnels, pourrait être le résultat de l'utilisation d'une technique de service moins efficace qui tend à surcharger les articulations. D'autres études sont nécessaires pour clairement identifier les facteurs pathomécaniques chez les joueurs amateurs. Enfin, pour aller plus loin dans l'analyse de la relation entre contraintes articulaires et blessures chroniques, il serait intéressant de comparer les contraintes articulaires subies entre les joueurs blessés et les joueurs "sains".

Chapitre 6

Étude 3 : Identification des facteurs temporels pathomécaniques au cours du service au tennis

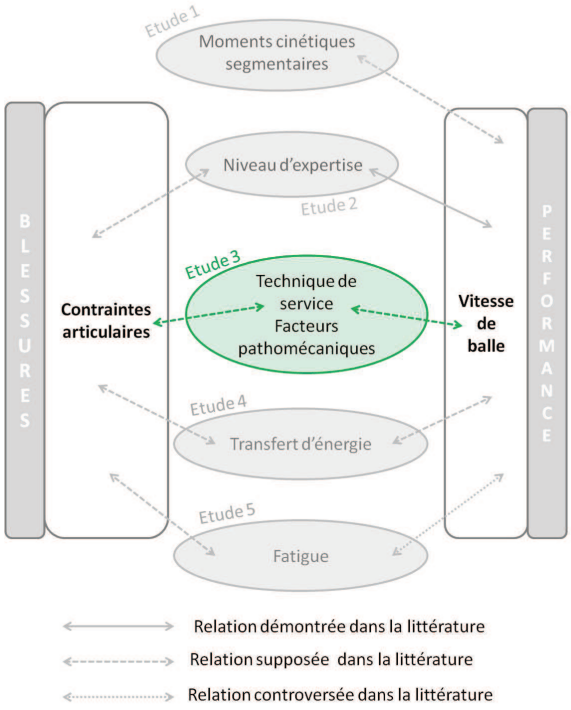


Figure 6.1 - Schéma récapitulatif de l'étude 3

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

6.1 Introduction

Améliorer la performance et réduire les risques de blessures des joueurs sont les deux principales préoccupations des entraîneurs de tennis (Elliott, 2006). Toute variable cinématique ou temporelle qui augmente significativement les valeurs de contraintes articulaires sans augmenter la vitesse de balle est qualifiée de "pathomécanique" dans la littérature (Fortenbaugh *et al.*, 2009). En effet, des erreurs techniques et temporelles, même mineures, répétées de façon importante tout au long d'un entraînement, d'un match, d'une saison, ou d'une carrière sportive, pourraient affecter la performance, augmenter les contraintes articulaires et provoquer des pathologies articulaires chroniques (Kannus, 1997; Kibler et Thomas, 2012). A l'inverse, il a été suggéré qu'une technique gestuelle "temporellement" juste permettrait aux sportifs d'atteindre une performance maximale avec un risque de blessure limité (Fleisig *et al.*, 1996). A titre d'exemple, on considère au baseball que le lancer le plus efficace et le moins traumatisant est autant lié au timing correct de la séquence des mouvements segmentaires impliqués qu'à la qualité des mouvements eux-mêmes (Davis *et al.*, 2009). Au sein de cette séquence, le timing des rotations du tronc est crucial car c'est un segment qui contribue de façon considérable à la création de l'énergie mécanique et du moment cinétique du corps dans les habiletés sportives de lancer ou de frappe au-dessus de l'épaule (Bahamonde, 2000; Joris *et al.*, 1985; Shimada *et al.*, 2004) et peut affecter la performance du service au tennis (Bahamonde, 2000). Par conséquent, différentes études ont analysé l'influence du timing de la rotation longitudinale du tronc sur les contraintes articulaires du membre supérieur lors du lancer au baseball (Aguinaldo *et al.*, 2007; Wight *et al.*, 2004). De plus, la différence de timings entre l'instant où l'épaule passe de l'abduction à l'adduction horizontale et l'instant où elle vient se positionner dans des angles extrêmes de rotation externe lors de la phase d'armé, pourrait affecter l'articulation de l'épaule (Whiteley, 2007) en causant un phénomène d'hyperangulation (Jobe et Pink, 1996). Le phénomène d'hyperangulation a lieu quand l'épaule est en position de rotation externe, d'abduction et d'abduction horizontale (Limpisvasti *et al.*, 2007) (Figure 6.2). Il est responsable de nombreuses blessures chroniques observées pour les mouvements de frappe ou de lancer au-dessus de l'épaule, tels que les problèmes d'hyperlaxité acquise ou de conflits de la coiffe des rotateurs (Mihata *et al.*, 2010).

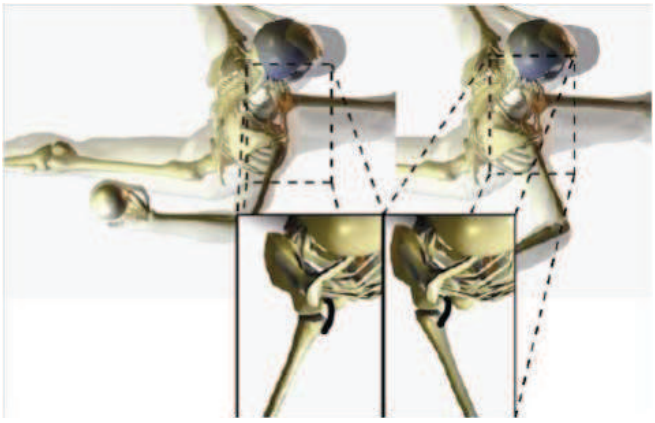


Figure 6.2 - Comparaison de l'épaule en position de rotation externe et d'abduction horizontale "hyperangulation" (à gauche) ou en position de rotation externe et d'adduction horizontale (à droite) lors du lancer au baseball, d'après Whiteley (2007).

S'il a été mis en évidence qu'une poussée de jambes limitée diminue la vitesse de balle (Girard *et al.*, 2005, 2007) et augmente les contraintes articulaires estimées à l'épaule et au coude lors

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

du service (Elliott *et al.*, 2003), aucune étude n'a identifié de facteurs "pathomécaniques" en analysant l'effet de variables temporelles (tels que les timings de rotations du tronc, d'abduction horizontale et de rotation externe de l'épaule) sur les contraintes articulaires et la vitesse de balle. Déterminer les variables temporelles qui surchargent les articulations du membre supérieur peut amener les joueurs à corriger les erreurs techniques "pathomécaniques" de leur mouvement de service qui sont susceptibles de les exposer à l'apparition de blessures chroniques et à la réduction de la vitesse de balle. Les buts de cette étude sont : (a) de mesurer l'influence de variables temporelles sur la vitesse de balle et les contraintes articulaires du membre supérieur pour identifier des facteurs "pathomécaniques" lors du service ; et (b) de valider ces facteurs "pathomécaniques" en comparant des joueurs "sains" et des joueurs blessés.

6.2 Méthodologie générale

6.2.1 Participants

Les participants de l'étude 3 sont les mêmes que ceux de l'étude 2.

6.2.2 Protocole expérimental

La description méthodologique de la capture des mouvements de service, de la mesure de la vitesse de balle, des calculs de contraintes articulaires, du questionnaire de blessures est identique à celle présentée dans l'étude 2.

6.2.3 Informations démographiques et matérielles

Divers facteurs de risque pouvant potentiellement interagir avec les facteurs "pathomécaniques" et les contraintes articulaires pour contribuer à la création de blessures chroniques ont été analysés. Ils incluent des informations démographiques (taille, poids, indice de masse corporelle), les caractéristiques de la raquette (masse, moments d'inertie) et le nombre moyen de matchs officiels disputés par an (simples et doubles). Pour chaque joueur, le nombre de matchs officiels disputés au cours des deux années écoulées après la capture de mouvements a été récupéré grâce à différents sites internet répertoriant le palmarès de chacun des joueurs (www.itftennis.com pour les joueurs professionnels et www.fft.fr pour les joueurs amateurs). Cette information nous a permis de calculer la valeur moyenne de matchs officiels disputés par an pour chaque joueur. Les caractéristiques de la raquette de chaque joueur ont été calculées tel que présenté dans l'étude 1.

6.2.4 Variables temporelles

Plusieurs variables temporelles concernant les timings d'apparition des vitesses angulaires maximales en lien avec le segment du tronc (rotation longitudinale du pelvis, rotation longitudinale du haut du torse, rotations transverse et antéropostérieure du tronc) ont été calculées (Figure 6.3). Ces variables temporelles ont été choisies car elles représentent dans la littérature des "fenêtres théoriques" pour le transfert d'énergie depuis les membres inférieurs jusqu'au membre supérieur et à la raquette (Stodden *et al.*, 2005).

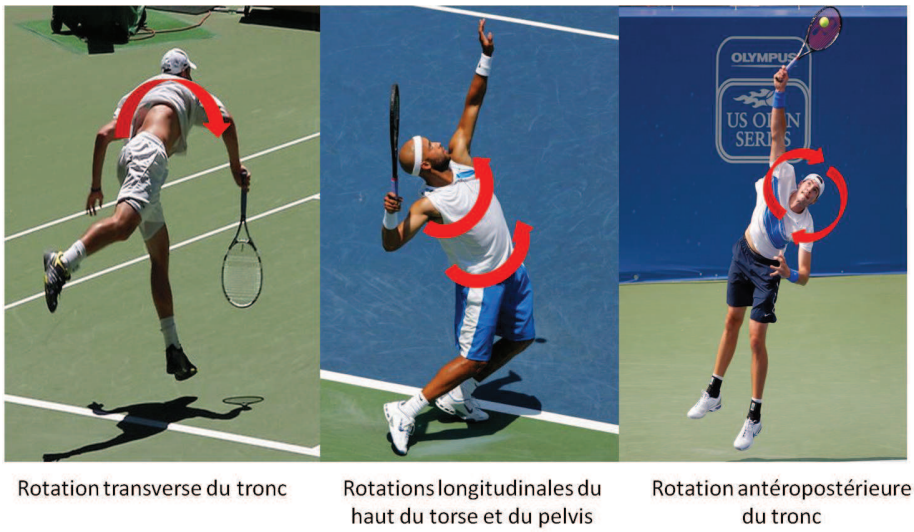


Figure 6.3 - Représentation des rotations du tronc

Pendant les phases d'armé et d'accélération du service, le bras passe de l'abduction horizontale à l'adduction horizontale et évolue dans le même laps de temps vers des angles extrêmes de rotation externe. La différence de timings entre l'instant où l'épaule passe de l'abduction à l'adduction horizontale et l'instant où l'angle de l'épaule excède 90 ° de rotation externe a été choisie comme variable temporelle car elle permet d'appréhender le phénomène d'hyperangulation de l'épaule. Une valeur positive indique que l'instant où l'épaule passe en adduction horizontale a lieu après l'instant où l'épaule dépasse 90 ° de rotation externe (Figure 6.4). Une valeur négative indique que l'instant où l'épaule passe en adduction horizontale précède l'instant où l'épaule dépasse 90 ° de rotation externe (Figure 6.4).

Les variables temporelles sont exprimées en fonction du mouvement de service normalisé, défini entre le lancer de balle (0 %) et l'impact balle - raquette (100 %). Le lancer de balle et l'impact balle - raquette ont été déterminés par observation directe des captures de mouvement enregistrées. L'adduction horizontale et la rotation externe de l'épaule ont été définies et calculées en accord avec la méthode utilisée par Fleisig *et al.* (2003) pour le service au tennis (Figure 6.5).

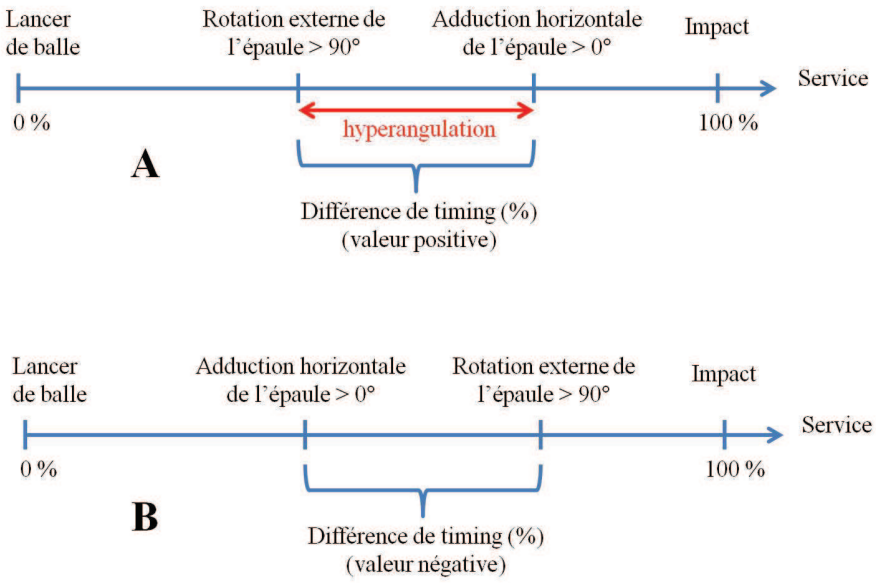


Figure 6.4 - Représentation schématique de la différence de timing entre adduction horizontale et rotation externe de l'épaule au cours du service

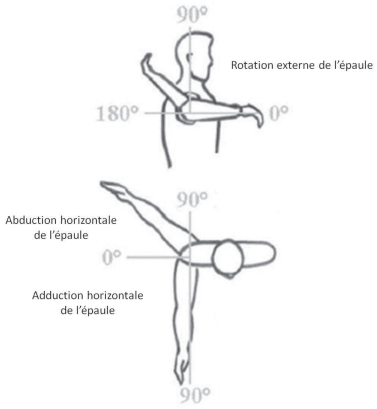


Figure 6.5 - Représentation de la rotation externe et de l'adduction horizontale de l'épaule

6.2.5 Analyses statistiques

Les valeurs moyennes et les écarts-types (cinq essais par joueurs) ont été calculés pour toutes les variables. Des tests T de Student pour échantillons non appariés ont été utilisés pour comparer les données démographiques, le nombre de matchs disputés par an, la vitesse de balle et les variables temporelles entre le groupe de joueurs blessés et celui de joueurs "sains". Des coefficients de corrélation de Pearson ou de Spearman ont été utilisés pour tester les relations entre les variables temporelles, la vitesse de balle et les contraintes articulaires maximales (SigmaStat 3.1, Jandel Corporation, San Rafael, CA). En accord avec la définition de Fortenbaugh *et al.* (2009), les variables qui présentent à la fois des corrélations significatives et positives avec les contraintes articulaires et des corrélations significatives négatives avec la vitesse de balle sont considérées comme "pathomécaniques" et sont discutées dans cette étude. L'ampleur des corrélations a été déterminée grâce à l'échelle de Hopkins (2002) : $r < 0,1$, triviale ; 0,1 - 0,3, petite ; > 0,3 - 0,5, modérée ; > 0,5 - 0,7, large ; > 0,7 - 0,9, très large ; > 0,9, presque par-

faite ; et 1 parfaite. Les "effect size" (tailles des effets) ont été calculés pour renseigner la taille des effets statistiques observés et définis comme petits pour r > 0,1, moyens pour r > 0,3 et importants pour r > 0,5 (Cohen, 1988).

6.3 Résultats

6.3.1 Données épidémiologiques

Les résultats des questionnaires indiquent que parmi les 20 sujets participant à cette étude, 11 joueurs ont rapporté des blessures articulaires chroniques au niveau du membre supérieur. Parmi eux, 6 joueurs ont reconnu avoir souffert de blessures chroniques à l'épaule, 5 joueurs présentaient des tendinopathies du coude et enfin, un joueur a rapporté une tendinopathie du poignet (Tableau 6.2). Aucune différence statistique n'a été enregistrée concernant les données démographiques, les caractéristiques des raquettes (Tableau 6.1) et le nombre de matchs officiels disputés par an entre les joueurs blessés et les joueurs "sains" (Tableau 6.3).

	"Sains"	**"Blessés"**	**P**	**Effect size (r)**
Masse raquette (kg)	0,343 ± 0,017	0,346 ± 0,018	0,729	0,083
I_T $(kg.m^2)$	0,0145 ± 0,001	0,0147 ± 0,001	0,788	0,064
I_N $(kg.m^2)$	0,0158 ± 0,001	0,0160 ± 0,001	0,784	0,065
$I_L(kg.m^2)$	0,0013 ± 0,000	0,0012 ± 0,000	0,909	0,209

Tableau 6.1 - Comparaison des caractéristiques des raquettes entre les joueurs "blessés" et "sains"

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

Joueur	Age (ans)	Taille (m)	Poids (kg)	IMC (kg/m^2)	Niveau	Nombre de matchs disputés par an	Blessure	Localisation	Gravité
1	28	1,81	71	21,6	AMA	25,7	SLAP Lésion de type 2	Épaule	Sévère
2	22	1,85	72	21,0	AMA	26,0	Tendinopathie CR	Épaule	Sévère
3	23	1,92	91	24,7	PRO	76,0	Tendinopathie CR	Épaule	Sévère
4	30	1,85	84	24,5	PRO	54,0	Lésions labrum	Épaule	Sévère
5	29	1,83	80	23,9	AMA	32,3	Tendinopathie CR	Épaule	Modérée
6	23	1,82	70	21,1	PRO	82,5	Tendinopathie CR	Épaule	Sévère
							Tennis elbow médial	Coude	Sévère
7	20	1,79	61	19,0	AMA	28,3	Tennis elbow médial	Coude	Modérée
8	22	1,87	74	21,2	AMA	27,9	Tennis elbow médial	Coude	Modérée
9	19	1,92	93	25,2	PRO	83,5	Tennis elbow latéral	Coude	Modérée
10	41	1,76	65	19,1	AMA	21,7	Tennis elbow médial	Coude	Modérée
11	18	1,70	68	23,5	PRO	88,5	Tendinopathie	Poignet	Sévère
Moyenne ± ET	25 ± 7	1,83 ± 0,06	75,4 ± 10,4	22,2 ± 2,2	/	49,7 ± 27,6	/	/	/

Tableau 6.2 - Caractéristiques des joueurs blessés (n=11). Les données démographiques sont celles obtenues au moment de la capture de mouvement en laboratoire. IMC : indice de masse corporelle. PRO : professionnel, AMA : amateur.

Joueur	**Age (ans)**	**Taille (m)**	**Poids (kg)**	**IMC** (kg/m^2)	**Niveau**	**Nombre de matchs disputés par an**
12	18	1,81	76	23,2	PRO	44,0
13	22	1,77	66	21,1	AMA	33,3
14	28	1,80	76	23,5	PRO	27,0
15	25	1,96	78	20,3	PRO	142,5
16	26	2,02	90	22,1	PRO	75,0
17	23	1,81	76	23,2	PRO	70,5
18	30	1,80	79	24,4	PRO	66,0
19	18	1,89	75	21,0	PRO	71,0
20	31	1,93	90	24,2	PRO	47,0
Moyenne ± ET	25 ± 5	1,87 ± 0,09	78,7 ± 7,1	22,4 ± 1,5	/	64,0 ± 34,2
P	0,967	0,282	0,429	0,838	/	0,323

Tableau 6.3 - Caractéristiques des joueurs "sains" (n=9). Les valeurs de *P* correspondent à l'analyse statistique entre les joueurs blessés et les joueurs sains (Test T de Student pour échantillons non appariés). IMC : indice de masse corporelle. PRO : professionnel, AMA : amateur.

6.3.2 Relations entre les variables temporelles, la vitesse de balle et les contraintes articulaires

Le tableau 6.4 présente les corrélations obtenues entre les variables temporelles, la vitesse de balle et les contraintes articulaires maximales du membre supérieur. Des relations significatives ont été détectées entre le timing de vitesse angulaire maximale de rotation transverse du tronc, la vitesse de balle, les forces antérieure et inférieure à l'épaule, les moments d'abduction horizontale et de rotation interne de l'épaule, la force médiale au coude, les moments de varus et de flexion au coude, les moments de flexion et de déviation radiale au poignet. Ces résultats indiquent que plus le timing de vitesse angulaire maximale de rotation transversale du tronc a lieu tard au cours du service, plus la vitesse de balle diminue et les contraintes articulaires maximales énoncées précédemment augmentent. Plus l'instant de vitesse angulaire maximale de rotation antéropostérieure du tronc a lieu tard, plus la vitesse de balle diminue et plus certaines contraintes articulaires augmentent (forces antérieure et inférieure à l'épaule, moment d'abduction horizontale à l'épaule, moment de flexion au coude, moments de flexion et de déviation radiale au poignet). Des relations significatives ont été identifiées entre le timing de vitesse maximale de rotation longitudinale du haut du torse et la vitesse de balle, la force inférieure à l'épaule, le moment d'abduction horizontale de l'épaule, la force médiale au coude, le moment de flexion du coude, les moments de flexion et de déviation radiale au poignet. Des corrélations significatives ont été obtenues entre le timing de vitesse maximale de rotation longitudinale du pelvis et la vitesse de balle, les forces antérieure et inférieure à l'épaule, la force médiale au coude, le moment de flexion du coude, les moments de flexion et de déviation radiale au poignet. Les résultats mettent, de plus, en évidence que plus le timing de vitesse angulaire maximale de rotation longitudinale du pelvis précède celui du haut du torse, plus la vitesse de balle diminue, plus la force inférieure à l'épaule et le moment de flexion du coude augmentent. Enfin, plus le timing de rotation externe de l'épaule précède l'instant où l'épaule passe en adduction horizontale, plus la force antérieure et le moment d'abduction horizontale de l'épaule augmentent et plus la vitesse de balle diminue.

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

Variables temporelles	Vitesse de balle	Épaule				Coude		Poignet	
		Force antérieure	Force inférieure	Moment abduction horizontale	Moment rotation interne	Force médiale	Moment de varus	Moment de flexion	Moment de flexion	Moment déviation radiale
Timing de vitesse angulaire maximale de...										
Rotation transverse du tronc	-0,22*	0,43***	0,53***	0,23*	0,22*	0,42***	0,26*	0,28**	0,45***	0,46***
Rotation antéropostérieure du tronc	-0,35***	0,36***	0,53***	0,37***	NS	NS	NS	0,34***	0,65***	0,56***
Rotation longitudinale du haut du torse	-0,35***	NS	0,57***	0,27**	NS	0,21*	NS	0,26*	0,41***	0,54***
Rotation longitudinale du pelvis	-0,58***	0,23*	0,54***	NS	NS	0,22*	NS	0,30**	0,41***	0,38***
Différence de timings entre pelvis et haut du torse	-0,47***	NS	0,23*	-0,22*	NS	NS	NS	0,28**	NS	NS
Différence de timings entre l'instant où l'épaule passe en adduction horizontale et celui où la rotation externe de l'épaule dépasse 90°	-0,26*	0,40***	NS	0,40***	NS	NS	NS	NS	NS	NS

Tableau 6.4 - Coefficients de corrélation entre les variables temporelles, la vitesse de balle et les contraintes articulaires maximales. NS : non-significatif, * : $P<0,05$; ** : $P<0,01$; *** : $P<0,001$.

6.3.3 Comparaisons des contraintes articulaires entre joueurs blessés et joueurs "sains"

Les résultats révèlent que 7 des 9 contraintes articulaires maximales estimées lors du service sont significativement différentes entre les deux groupes de joueurs (blessés et "sains"). Les forces inférieure et antérieure à l'épaule, le moment d'abduction horizontale de l'épaule, la force médiale au coude, le moment de flexion au coude, les moments de flexion et de déviation radiale au poignet sont, en effet, significativement supérieurs chez les joueurs blessés (Figure 6.6). Aucune différence statistique n'est observée entre les joueurs blessés et les "sains" concernant les moments de rotation interne de l'épaule et de varus au coude (P = 0,863, r = 0,018 ; P = 0,932, r = 0,009) (Figure 6.7). De plus, la vitesse de balle est significativement plus rapide chez les joueurs "sains" (170,9 ± 19,5 km/h) que chez les blessés (159,5 ± 23,9 km/h) (P = 0,023, r = 0,231).

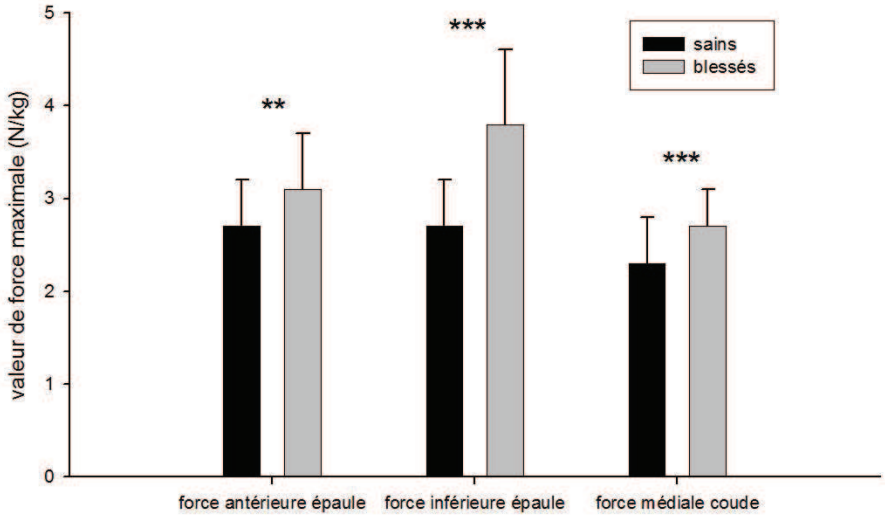


Figure 6.6 - Comparaison des valeurs maximales de forces articulaires à l'épaule et au coude entre joueurs "sains" et joueurs blessés

6.3.4 Comparaisons des variables temporelles entre joueurs blessés et joueurs "sains"

Les résultats présentés dans la figure 6.8 montrent que les timings de vitesses angulaires maximales de rotation transverse du tronc (89,2 ± 2,3 vs. 85,6 ± 3,5 % ; P < 0,001 ; r = 0,454), de rotation antéropostérieure du tronc (92,6 ± 2,7 vs. 94,9 ± 1,9 % ; P < 0,001 ; r = 0,445), de rotations longitudinales du pelvis (91,5 ± 4,1 vs. 85,7 ± 3,9 % ; P < 0,001 ; r = 0,610) et du haut du torse (91,1 ± 2,7 vs. 87,4 ± 3,4 % ; P < 0,001 ; r = 0,536) ont lieu significativement plus tard au cours du service chez les joueurs blessés que chez les joueurs "sains".

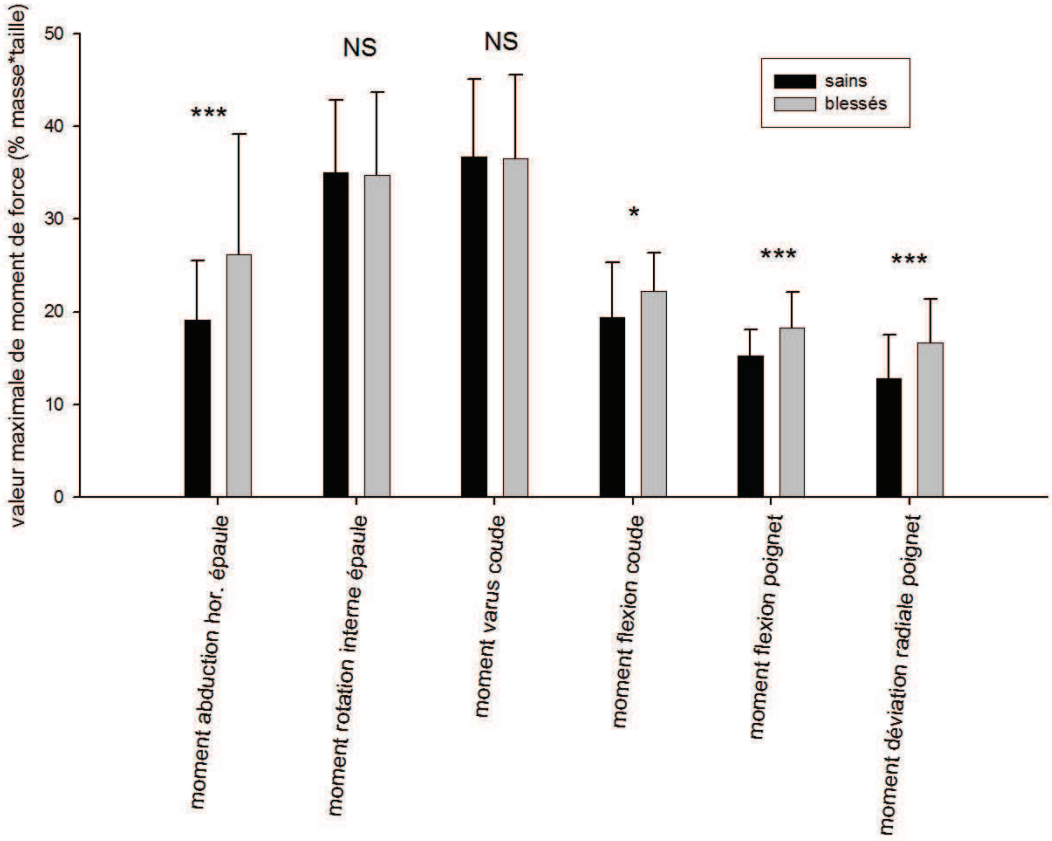


Figure 6.7 - Comparaison des valeurs maximales de moments articulaires à l'épaule, au coude et au poignet entre joueurs "sains" et joueurs blessés

Les résultats montrent que chez les joueurs blessés la vitesse maximale de rotation longitudinale du pelvis a lieu après celle du haut du torse, alors que c'est significativement l'inverse chez les joueurs "sains" (Figure 6.8). La durée écoulée entre l'instant où l'épaule passe en adduction horizontale et celui où la rotation externe de l'épaule dépasse 90 ° est significativement différente entre joueurs blessés et "sains". Les résultats mettent en évidence que l'instant où la rotation externe de l'épaule dépasse 90 ° précède l'instant où l'épaule passe en position d'adduction horizontale chez les joueurs blessés. A l'inverse, les joueurs "sains" sont capables d'atteindre la position d'adduction horizontale de l'épaule juste avant le passage aux angulations extrêmes de rotation externe de l'épaule (> 90 °)(Tableau 6.5)

Différence de timings (% de la durée du service)	**"Sains"**	**"Blessés"**	**P**	**Effect size (r)**
Haut du torse - Pelvis	2,0 ± 3,4	-0,4 ± 4,1**	0,003	0,303
Adduction hor. - Rotation externe	-0,4 ± 5,7	4,4 ± 8,8**	0,002	0,364

Tableau 6.5 - Comparaisons des différences de timings entre le groupe des joueurs "sains" et celui des blessés. ** : significativement différent du groupe "sains". hor. = horizontale.

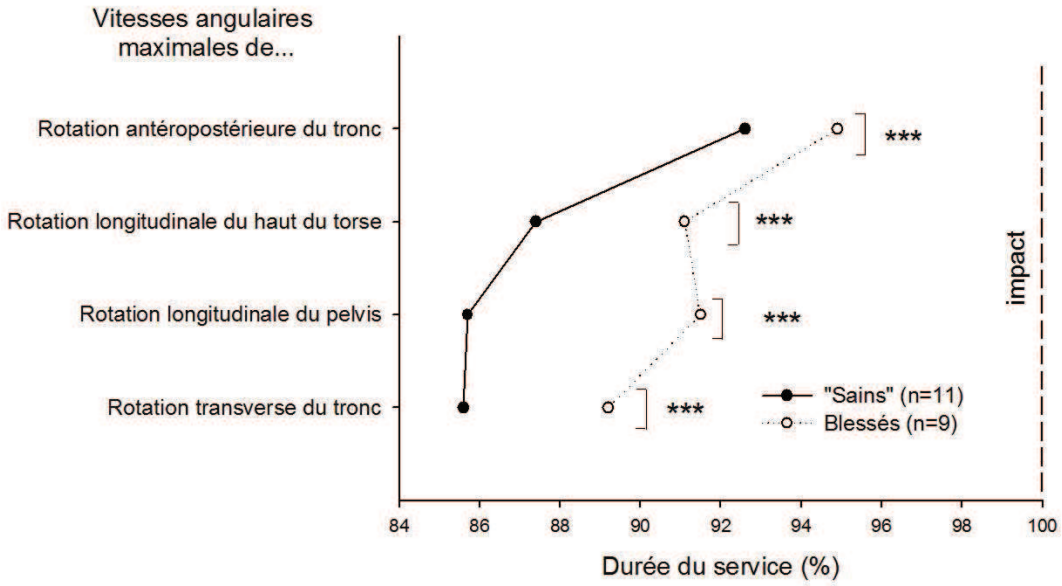


Figure 6.8 - Comparaison des timings d'apparition des vitesses angulaires maximales au cours du service

6.4 Discussion

Les buts de cette étude sont : (a) de mesurer l'influence de variables temporelles sur la vitesse de balle et les contraintes articulaires du membre supérieur pour identifier des facteurs "pathomécaniques" lors du service ; et (b) de valider ces facteurs "pathomécaniques" en comparant des joueurs "sains" et des joueurs blessés au niveau du membre supérieur.

Les résultats de cette étude sont instructifs puisque dans un premier temps plusieurs facteurs pathomécaniques "théoriques" portant sur des variables temporelles ont été identifiés au cours du service grâce à des corrélations statistiques. En effet, les timings de vitesses angulaires maximales de rotations longitudinales du pelvis et du haut du torse, de rotations transverse et antéropostérieure du tronc, la différence de timings entre les vitesses maximales de rotations longitudinales du pelvis et du haut du torse, et la différence de timings entre l'adduction horizontale de l'épaule et la rotation externe de l'épaule au-delà de 90 ° sont significativement corrélés avec la vitesse de balle et les contraintes articulaires du membre supérieur. Le caractère potentiellement traumatisant de ces facteurs pathomécaniques a été confirmé dans un second temps en comparant les variables temporelles entre joueurs blessés et joueurs sains.

Pour aller plus loin dans notre analyse, il est nécessaire de se demander pourquoi ces variables temporelles sont-elles "pathomécaniques" ? Autrement dit, pourquoi et comment augmentent-elles les contraintes articulaires du membre supérieur, réduisent la vitesse de balle et comment peuvent-elles générer des blessures chroniques aux articulations ? Cinq des variables temporelles pathomécaniques identifiées dans cette étude concernent des timings de vitesses angulaires maximales en lien avec le tronc (rotations transverse et antéropostérieure du tronc, rotations longitudinales du pelvis et du haut du torse). Les analyses de corrélations montrent que plus les vitesses angulaires maximales du tronc se déclenchent tard, plus certaines contraintes articulaires augmentent et plus la vitesse de balle diminue. Nos résultats sont en accord avec une étude portant sur le pitch au baseball (Wight *et al.*, 2004) ayant rapporté que les pitchers avec une rotation tardive du tronc subissent des contraintes à l'épaule et au coude significativement supé-

rieures à celles mesurées chez les pitchers avec une rotation du tronc plus précoce. Notre étude démontre, de plus, que les joueurs "sains" dont les timings de vitesses angulaires maximales du tronc ont lieu plus tôt présentent des valeurs de contraintes articulaires significativement inférieures, sauf pour les moments de rotation interne de l'épaule et de varus du coude. Ces résultats peuvent être expliqués à la lumière du concept de transfert d'énergie mécanique décrit pour le service au tennis (Van der Hoeven et Kibler, 2006; Lintner *et al.*, 2008; Kibler, 1995). Dans la littérature scientifique, le service est souvent assimilé à une chaîne cinématique qui permettrait la création et le transfert de l'énergie mécanique depuis les membres inférieurs jusqu'au tronc et aux membres supérieurs (Elliott, 2006; Kibler, 1995; Van der Hoeven et Kibler, 2006). Le transfert d'énergie le plus performant et le moins traumatisant dépendrait du timing des rotations du tronc (Kibler, 1995; Van der Hoeven et Kibler, 2006). Nos résultats suggèrent que les joueurs non-blessés sont capables d'élever la vitesse de balle et de limiter les contraintes articulaires du membre supérieur en tournant leur tronc à des vitesses maximales plus tôt que les joueurs blessés, permettant à l'énergie de circuler depuis le tronc vers l'épaule vraisemblablement au bon moment au sein de la séquence de mouvements. Les instants exacts et optimaux de vitesses angulaires du tronc restent toutefois à déterminer par de futures investigations scientifiques. A l'inverse, l'hypothèse suivante a été formulée : toute perturbation de l'action d'un segment proximal de la chaîne cinématique causée par un timing incorrect conduirait à augmenter les contraintes mécaniques sur les articulations les plus distales (épaule, coude et poignet) et à diminuer la vitesse de balle (Van der Hoeven et Kibler, 2006). Les joueurs blessés présentent une erreur temporelle majeure au sein de leur chaîne cinématique ; les résultats montrent en effet que le haut de leur torse tourne après leur pelvis. De ce fait, l'enchaînement proximo-distal nécessaire à la circulation optimale de l'énergie depuis les jambes jusqu'au membre supérieur via le tronc n'est pas respecté chez les joueurs blessés. De plus, les timings tardifs de vitesses angulaires maximales du tronc observés chez ces mêmes joueurs pourraient aboutir à un transfert d'énergie de mauvaise qualité caractérisé par une perte d'énergie, non transférée au bras de frappe. Cette mauvaise qualité de transfert obligerait les joueurs à augmenter les contraintes articulaires pour compenser la perte ou la dissipation d'énergie au niveau proximal et les exposerait, par conséquent, à un plus grand risque de blessures chroniques au niveau des articulations les plus distales. Pour aller plus loin et confirmer ce raisonnement, notre prochaine étude n°4 va se pencher sur les implications du transfert d'énergie en termes de performance et de risques de blessures chroniques.

Le dernier facteur "pathomécanique" identifié dans cette étude concerne la différence de timings entre l'instant où l'épaule passe de l'abduction à l'adduction horizontale et l'instant où l'angle de l'épaule excède 90° de rotation externe. Au cours des phases d'armé et d'accélération du service, le bras qui tient la raquette passe de l'abduction horizontale à l'adduction horizontale et bouge vers des angles extrêmes de rotation externe (>90°). Nos corrélations montrent que plus l'instant où la rotation externe de l'épaule dépasse 90° précède l'instant où l'épaule atteint l'adduction horizontale, plus la force antérieure et le moment d'abduction horizontale de l'épaule augmentent et plus la vitesse de balle diminue. Les résultats mettent également en avant que les joueurs blessés laissent trop longtemps leur bras en abduction horizontale lors de la phase de rotation externe de l'épaule (Figure 6.9). Ils voient ainsi leurs contraintes à l'épaule augmenter et leur vitesse de balle se réduire par rapport aux joueurs "sains". Selon Davis *et al.* (2009), retarder le passage à l'adduction glénohumérale et avoir une rotation externe précoce peut conduire le bras à être en retard dans le mouvement de lancer au baseball. Quand le bras a tendance à traîner trop longtemps en position d'abduction horizontale, de rotation externe et d'abduction, les scientifiques parlent d'"hyperangulation" (Davidson *et al.*, 1995; Wilk *et al.*, 2002). Cette hyperangulation augmenterait les contraintes articulaires exercées sur la partie antérieure de la capsule articulaire (Jobe et Pink, 1996), ce que confirment nos résultats. Pour le mouvement de lancer, l'abduction horizontale excessive de l'épaule lors de rotation externe de l'épaule entraîne

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

des conflits postéro-supérieurs (Mihata *et al.*, 2010) qui sont causés par la translation antérieure de la tête humérale par rapport au bourrelet glénoïdien (Burkhart *et al.*, 2003). Ce phénomène peut conduire à des lésions de la coiffe des rotateurs et à des tendinopathies de l'épaule. Nos résultats confirment ces diverses analyses cliniques (Tableau 6.2). Il est intéressant de mentionner que les joueurs "sains", qui sont capables d'atteindre l'adduction horizontale de l'épaule juste avant les positions extrêmes de rotation externe, présentent des contraintes inférieures à l'épaule (forces antérieure et inférieure et moment d'abduction horizontale). Ces résultats témoignent de l'importance "d'anticiper" le passage à l'adduction horizontale de l'épaule avant que la rotation externe ne dépasse 90 ° lors de la phase d'armé pour éviter l'hyperangulation de l'épaule et limiter les risques de blessure à cette articulation (Figure 6.10). La relation qui lie cette différence de timings et la vitesse de balle reste difficile à expliquer et nécessite des recherches plus approfondies.



Figure 6.9 - Exemples d'hyperangulation légère de l'épaule. Chez ces joueurs, le bras est en retard sur le tronc lors de la phase d'armé.

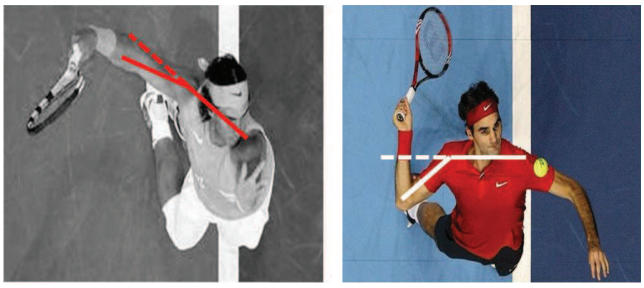


Figure 6.10 - Chez ces joueurs, le bras est légèrement en avance sur le tronc lors de la phase d'armé.

6.4.1 Limites

Cette étude possède, toutefois, quelques limites qu'il convient de mentionner. Premièrement, la durée de collecte des données en lien avec les blessures a été limitée à une période restreinte (2 ans). Dans la mesure où seuls 6 joueurs ont rapporté des blessures chroniques à l'épaule, la faible puissance statistique rendait impossible l'analyse spécifique des relations entre ces blessures et le phénomène d'hyperangulation. Néanmoins, les données rapportées dans cette étude sont en accord avec celles rapportées par diverses recherches épidémiologiques (Jayanthi *et al.*, 2005;

Pluim *et al.*, 2006; Priest et Nagel, 1976; Winge *et al.*, 1989). Les chercheurs en biomécanique soutiennent généralement l'idée que des contraintes articulaires excessives constituent un facteur de risque de blessures articulaires chroniques (Elliott *et al.*, 2003; Kibler, 1995; Lintner *et al.*, 2008). Nos résultats, en démontrant que les joueurs blessés présentent des contraintes articulaires significativement plus élevées que les joueurs non blessés, supportent cette théorie de longue date. Enfin, les blessures enregistrées semblent bien être le résultat de contraintes articulaires excessives et n'apparaissent liées ni à la quantité de matchs officiels disputés, ni au matériel utilisé (caractéristiques des raquettes), ni aux données anthropométriques. Par contre, elles ont pu être générées en interaction avec d'autres facteurs de risque tels que l'anatomie des joueurs ou les déséquilibres musculaires (Bahr et Krosshaug, 2005; Hjelm *et al.*, 2012). Par conséquent, des recherches prenant en compte ces paramètres doivent être menées dans le futur pour améliorer les résultats actuels.

6.4.2 Recommandations pratiques aux entraîneurs et aux joueurs

6.4.2.1 Comment expliquer l'hyperangulation chez les joueurs blessés ?

La rotation longitudinale prématurée des hanches est souvent avancée comme cause possible d'hyperangulation lors du service au tennis (Lintner *et al.*, 2008; Kibler, 2013) ou du lancer au baseball (Aguinaldo *et al.*, 2007; Aguinaldo et Chambers, 2009; Davis *et al.*, 2009). Cette rotation précoce pourrait entraîner le retard du bras de frappe par rapport au tronc et à la ligne des épaules (Aguinaldo *et al.*, 2007; Lintner *et al.*, 2008; Ellenbecker, 2009). Afin de vérifier cette hypothèse, nous avons mesuré l'orientation des hanches par rapport à la ligne de fond de court au cours du service (Figure 6.11). Les résultats montrent que l'angle entre les hanches et la ligne de fond de court est significativement inférieur chez les joueurs blessés à l'épaule lors du service (Figure 6.12).

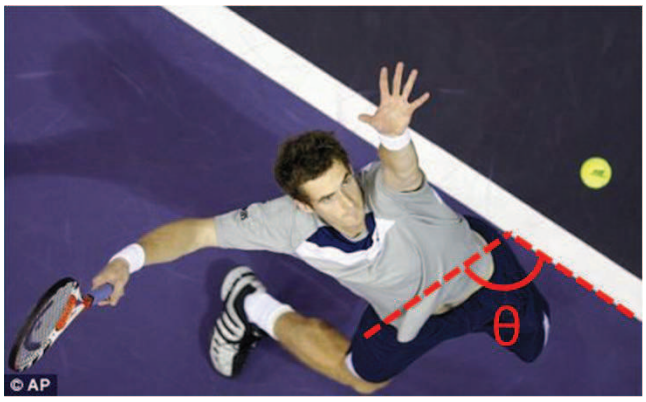


Figure 6.11 - Angle entre les hanches et la ligne de fond de court mesuré lors du service

Cela signifie que les hanches des joueurs blessés à l'épaule sont davantage orientées face au terrain (on parle de "dévissage précoce"), que celles des joueurs "sains" (Figure 6.12). D'après des résultats supplémentaires, ce phénomène peut être, en partie, causé par 2 éléments :
1) La figure 6.12 met en évidence un manque de rotation longitudinale des hanches vers la

droite (pour le joueur droitier), au début du service, lors de la phase de préparation ("manque de vissage des hanches") chez les joueurs blessés à l'épaule par rapport aux serveurs "sains".

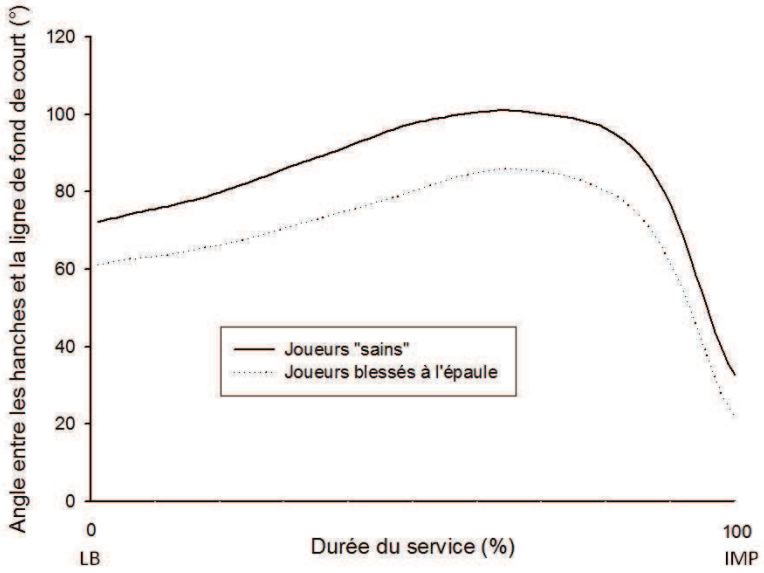


Figure 6.12 - Évolution de l'angle des hanches par rapport à la ligne de fond de court chez les joueurs "sains" et blessés à l'épaule au cours du service

2) La technique de service utilisée au niveau des appuis (relais d'appuis ou appuis écartés) joue également un rôle non négligeable. Six de nos joueurs blessés utilisent un relais d'appuis au cours duquel le pied arrière vient se positionner non pas derrière le pied avant mais à sa droite (tel que présenté par la figure 6.13), ce qui peut avoir pour conséquence de faire tourner prématurément les hanches face à la ligne de fond de court (Elliott *et al.*, 2009; Kibler, 2013). Dans cette optique, les entraîneurs devraient conseiller à leurs joueurs de ramener le pied arrière derrière le pied avant, d'éviter d'ouvrir trop tôt les hanches lors de la phase d'armé pour limiter les risques d'hyperangulation et donc de blessures chroniques de l'épaule. Toutefois, ces éléments de réflexion préliminaires restent à investiguer plus profondément par des recherches futures portant sur la coordination entre membres inférieurs et supérieurs lors du service.

6.4.2.2 Timing des rotations du tronc

Au regard de nos résultats, nous invitons les entraîneurs à accroître leur vigilance au niveau du timing des différentes rotations du tronc de leurs joueurs. Il est primordial que la rotation du pelvis précède celle des épaules et que les pics de vitesses angulaires ne se produisent pas trop tard au cours du service. Par ailleurs, notre étude indique que le contrôle des rotations du tronc et de l'épaule est nécessaire pour frapper un service qui soit performant et le moins traumatisant possible, comme c'est le cas pour le lancer au baseball (Urbin *et al.*, 2013; Chaudhari *et al.*, 2011). Des programmes d'entraînement et des exercices techniques qui développent les sensations proprioceptives du tronc et du bras peuvent peut-être améliorer la maîtrise temporelle des rotations de ces segments et atténuer les contraintes articulaires au niveau du membre

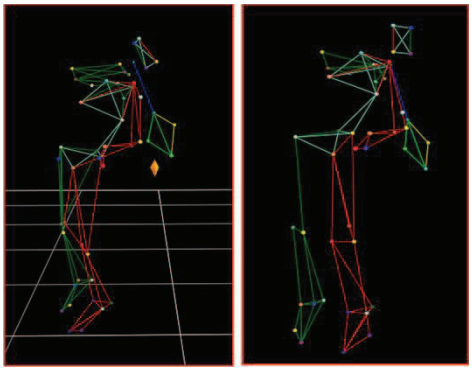


Figure 6.13 - Exemples d'orientation des hanches à l'instant de PLBR (joueur "sain" à gauche, joueur "blessé" avec ouverture prématurée à droite) (captures de mouvement, vue de face)

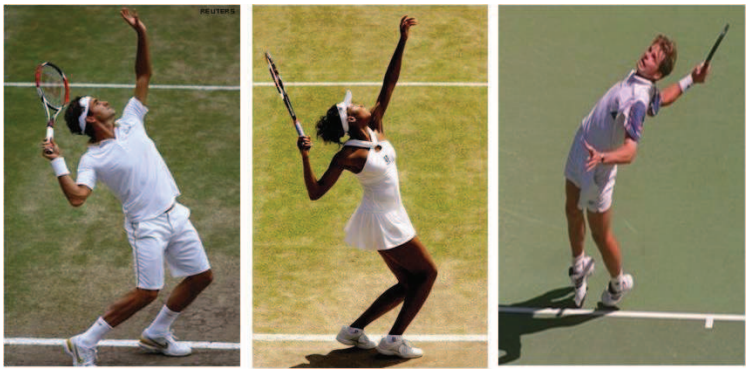


Figure 6.14 - Exemples d'orientation des hanches (joueuse et joueur avec ouverture prématurée des hanches et hyperangulation de l'épaule au centre et à droite)

supérieur.

6.5 Conclusion

Cette étude nous a permis d'identifier différents facteurs temporels "pathomécaniques" lors du service. Les timings tardifs de vitesses angulaires maximales du tronc et les timings incorrects entre adduction horizontale et rotation externe de l'épaule sont associés à une hausse des contraintes articulaires et à une baisse de la vitesse de balle. Les joueurs ne présentant pas de blessures articulaires chroniques sont capables d'augmenter la vitesse de leur service, de limiter les contraintes articulaires en utilisant des variables biomécaniques "justes" d'un point de vue temporel. A l'inverse, les joueurs blessés démontrent des erreurs de timing de vitesses angulaires au niveau des rotations du tronc et de l'épaule, ce qui pourrait nuire à la qualité du transfert d'énergie entre le tronc et le membre supérieur. Par conséquent, ils atteignent ainsi des vitesses de balle inférieures et subissent des niveaux de contraintes articulaires supérieurs.

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

Chapitre 7

Étude 4 : Transfert d'énergie mécanique lors du service au tennis : implications pour la vitesse de balle et les risques de blessures chroniques

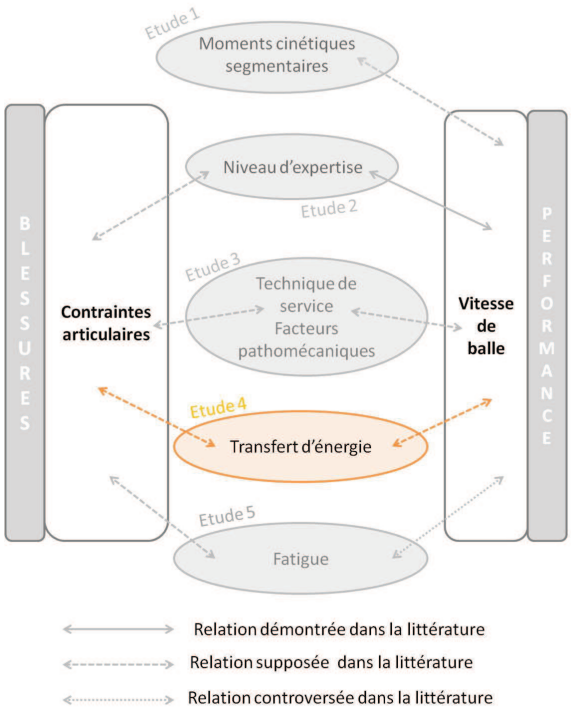


Figure 7.1 - Schéma récapitulatif de l'étude 4

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

7.1 Introduction

Si de nombreuses études scientifiques portant sur le service ont fait référence au concept de transfert d'énergie (Bahamonde, 2000; Elliott, 2006; Girard *et al.*, 2005, 2007; Kovacs et Ellenbecker, 2011; Reid *et al.*, 2007, 2008), aucune ne s'est intéressée à analyser et à quantifier les flux d'énergie mécanique. Pourtant, comprendre la façon dont laquelle l'énergie mécanique peut être générée, absorbée et transférée entre les segments lors du service peut être très instructive pour les médecins, les entraîneurs et les joueurs. En effet, dans une perspective médicale, l'énergie mécanique peut être à l'origine du développement des blessures sportives (Bartlett et Bussey, 2009; Whiting et Zernicke, 2008). La quantité et la qualité du transfert d'énergie sont toutes deux considérées comme des facteurs de risques de blessures (Bahr et Krosshaug, 2005; McIntosh, 2005; Lintner *et al.*, 2008). Concernant la quantité du transfert d'énergie, on considère généralement que les blessures peuvent survenir quand l'énergie mécanique est transférée ou absorbée par les articulations dans des quantités ou à des débits qui excèdent les seuils de rupture des structures et des tissus anatomiques (Meeuwisse *et al.*, 2007; McIntosh, 2005; on Trauma Research, 1985). Concernant la qualité du transfert d'énergie, de nombreux chercheurs supposent que les blessures articulaires chroniques du membre supérieur seraient causées par des perturbations du transfert de l'énergie mécanique entre les segments lors du service au tennis (Elliott, 2006; Kibler, 1995; Lintner *et al.*, 2008). Selon cette approche, l'action défectueuse d'un des maillons de la chaîne cinématique (segment ou articulation) entraînerait une perte d'énergie qui ne serait pas transmise au reste de la chaîne. Ce phénomène forcerait le joueur à compenser l'énergie dissipée ou perdue en augmentant la contribution des articulations les plus distales (Lee, 1995; Lintner *et al.*, 2008). Cette augmentation surchargerait les structures articulaires et aboutirait à des blessures chroniques (Elliott, 2006; Kibler, 1995; Kibler et Sciascia, 2004). A ce jour, les relations entre le transfert de l'énergie mécanique lors du service au tennis et l'apparition de blessures articulaires chroniques du membre supérieur n'ont toutefois pas été vérifiées. Dans une perspective de performance sportive, Elliott (2006) et Lintner *et al.* (2008) ont suggéré qu'un transfert efficace d'énergie mécanique entre les segments du corps permettrait au serveur d'atteindre une vitesse de balle élevée. Pourtant, nous ne savons pas si la vitesse de balle est influencée par la qualité et la quantité du transfert de l'énergie mécanique qui circule à travers la chaîne cinématique. Une analyse du transfert d'énergie (en termes de quantité et de qualité) lors du service au tennis apparaît, par conséquent, nécessaire pour mieux comprendre les mécanismes qui permettent d'augmenter la vitesse de balle et de prévenir les risques de blessures articulaires chroniques. Les buts de cette étude sont (a) d'investiguer les relations entre la qualité, la quantité du transfert d'énergie, la vitesse de balle et les contraintes articulaires maximales du membre supérieur lors du service au tennis, (b) de comparer le transfert d'énergie chez des joueurs blessés et des joueurs sains.

7.2 Méthodologie générale

7.2.1 Participants

Les participants de l'étude 4 sont les mêmes que ceux des études 2 et 3.

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

7.2.2 Protocole expérimental

La description méthodologique de la capture des mouvements de service, de la mesure de la vitesse de balle, des calculs de contraintes articulaires, du questionnaire de blessures est identique à celle présentée dans l'étude 2.

7.2.3 Phases du service

Afin de faciliter l'analyse de la circulation d'énergie au cours du service, ce dernier a été découpé en différentes phases temporelles, définies de façon identique à celles présentées dans l'étude 1.

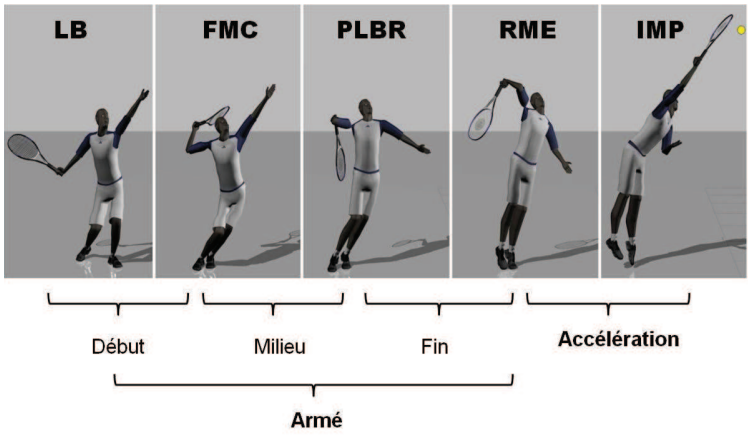


Figure 7.2 - Événements-clé et phases temporelles du service

7.2.4 Variables calculées

7.2.4.1 "Power flow analysis" et quantité du transfert d'énergie

La méthode de "power flow" s'attache à examiner les débits d'énergie mécanique au niveau des articulations causés par les forces et les moments de force articulaires. Les différentes variables de la "power flow analysis" ont été calculées à partir du modèle détaillé par Robertson et Winter (1980), puis repris par Zatsiorsky (2002). Ces variables concernent :

- les puissances articulaires causées par les forces articulaires ("joint force powers", JFP)
- les puissances segmentaires causées par les moments de force articulaires ("segment torque powers", STP)
- les puissances articulaires causées par les moments de force articulaires ("joint torque powers", JTP)
- les puissances segmentaires causées par les forces et les moments de force articulaires ("segment powers", SP).
  Toutes ces variables ont été normalisées par le poids de chaque sujet, en accord avec la littérature (Hoga *et al.*, 2006; Iino et Kojima, 2011).

7.2.4.2 Puissances articulaires générées par les forces articulaires - Débits de l'énergie transférée par les forces articulaires

La puissance générée par les forces articulaires (JFP) correspond au produit scalaire entre le vecteur des forces articulaires (F_j) et celui des vitesses linéaires (v_j) de l'articulation j :

$$JFP = F_j \times v_j$$

Les forces articulaires transfèrent passivement l'énergie mécanique entre segments adjacents. Le débit auquel l'énergie mécanique est perdu par un segment corporel est équivalent au débit d'énergie mécanique gagné par le segment voisin (Robertson et Winter, 1980). Plus les forces et plus les vitesses linéaires articulaires sont élevées, plus le débit d'énergie transférée est important, c'est-à-dire la quantité d'énergie transmise par unité de temps d'un segment corporel à l'autre (Zatsiorsky, 2002). Par conséquent, les puissances articulaires générées par les forces articulaires (JFP) représentent les débits d'énergie transférée par les forces articulaires (Tableau 7.1).

7.2.4.3 Puissances segmentaires générées par les moments articulaires - Débits d'énergie transférée par les moments articulaires

La puissance segmentaire générée par les moments articulaires (STP) correspond au produit scalaire entre le vecteur des moments articulaires (M_j) et celui des vitesses angulaires ($\dot{\theta_s}$) du segment corporel s :

$$STP = M_j \times \dot{\theta_s}$$

7.2.4.4 Puissances articulaires générées par les moments articulaires - Débits d'énergie absorbée ou générée par les moments articulaires

La puissance articulaire générée par les moments articulaires (JTP) correspond au produit scalaire entre le vecteur des moments articulaires (M_j) et celui des vitesses angulaires ($\dot{\alpha_j}$) de l'articulation j :

$$JTP = M_j \times (\dot{\theta_d} - \dot{\theta_p}) = M_j \times \dot{\alpha_j}$$

avec $\dot{\theta}$ le vecteur de vitesses angulaires d'un des segments corporels, d et p font référence aux segments distal et proximal adjacents à l'articulation j et $\dot{\alpha_j}$ le vecteur de vitesses angulaires de l'articulation j.

Les moments articulaires peuvent générer, absorber et transférer l'énergie mécanique. Le signe et l'amplitude relative des termes de puissance indiquent si les moments articulaires génèrent ou absorbent l'énergie et si l'énergie est transférée entre les segments (Robertson et Winter, 1980). Quand les segments de chaque côté de l'articulation tournent dans des directions opposées, les moments articulaires peuvent générer ou absorber l'énergie mais ne la transfèrent pas entre les segments adjacents. Les puissances articulaires générées par les moments (JTP) correspondent aux débits d'énergie absorbée ou générée par les moments articulaires (Tableau 7.1). Si les segments adjacents tournent dans la même direction, on assiste alors à un transfert d'énergie entre ces segments lié aux puissances segmentaires générées par les moments articulaires (Robertson et Winter, 1980). Lors de ces situations spécifiques (segments adjacents tournant dans le même

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

sens), les puissances segmentaires générées par les moments (STP) correspondent aux débits d'énergie transférée par les moments articulaires (Tableau 7.1).

7.2.4.5 Puissances segmentaires - Débits de l'énergie qui sort ou entre dans les segments

Les puissances segmentaires (SP) correspondent à la somme des puissances segmentaires générées par les moments et des puissances articulaires générées par les forces à chaque extrémité du segment :

$$SP = JFP_d + JFP_p + STP_d + STP_p$$

d et p font référence aux articulations distale et proximale du segment concerné. Les puissances segmentaires correspondent aux débits de l'énergie mécanique qui sort ou entre dans les segments (Tableau 7.1).

Relations entre les variables de "joint power analysis" et le transfert de l'énergie
Joint force powers (JFP) = Débits d'énergie transférée par les forces articulaires
Joint torque powers (JTP) = Débits d'énergie générée ou absorbée
par les moments de force articulaires
Segment torque powers (STP) = Débits d'énergie transférée par les moments de force
articulaires dans des situations particulières
Segment powers (SP) = Débits de l'énergie qui sort
ou entre dans les segments corporels

Tableau 7.1 - Résumé des relations entre les variables issues de la "joint power analysis" et le transfert de l'énergie, d'après Robertson et Winter (1980)

7.2.4.6 Qualité du transfert d'énergie

La fin de la phase d'armé (PLBR - RME) et l'accélération (RME - IMP) constituent des périodes cruciales au cours desquelles l'énergie mécanique circule depuis le tronc vers la main lors de mouvements sportifs de type lancer (Shimada *et al.*, 2004). Nous avons démontré dans l'étude 1 que la contribution du tronc à la vitesse de balle est prédominante à la fin de la phase d'armé (PLBR - RME) tandis que les segments "main+raquette" jouent un rôle important lors de la phase d'accélération (RME - IMP) du service. La théorie de la chaine cinématique stipule que l'énergie circule dans le haut du corps en suivant une séquence proximo-distale depuis le tronc jusqu'à la raquette. Par conséquent, pour estimer la qualité du transfert d'énergie, il nous a semblé intéressant de comparer les flux de l'énergie au niveau du tronc lors de la fin de l'armé et au niveau de la "main+raquette" lors de l'accélération. Pour ce faire, nous avons donc calculé un ratio entre le débit moyen d'énergie qui sort du tronc lors de la fin de l'armé (PLBR - RME) et le débit moyen d'énergie qui entre dans la "main+raquette" lors de l'accélération (RME - IMP). Ce ratio constitue un indicateur qui nous renseigne sur la qualité du transfert de l'énergie

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

depuis le tronc jusqu'à la raquette lors des dernières phases cruciales du service ayant lieu avant l'impact avec la balle.

7.2.5 Analyses statistiques

Les valeurs moyennes et les écarts-types (cinq essais par joueurs) ont été calculés pour toutes les variables. En fonction de la distribution des données, des tests T de Student ou des tests de Mann-Whitney pour échantillons non appariés ont été utilisés pour comparer les débits d'énergie mécanique entre le groupe de joueurs blessés et celui de joueurs "sains" (SigmaStat 3.1, Jandel Corporation, San Rafael, CA). Les relations entre la quantité, la qualité du transfert d'énergie et la vitesse de balle ont été analysées à l'aide de coefficients de corrélation de Pearson ou de Spearman. Le seuil de significativité statistique a été défini à $P < 0,05$. L'ampleur des corrélations a été déterminée grâce à l'échelle de Hopkins (2002) : $r < 0,1$, triviale ; 0,1 - 0,3, petite ; > 0,3 - 0,5, modérée ; > 0,5 - 0,7, large ; > 0,7 - 0,9, très large ; > 0,9, presque parfaite ; et 1 parfaite. Le seuil de significativité statistique a été défini à $P < 0,05$.

7.3 Résultats

7.3.1 Données épidémiologiques

Les résultats des questionnaires indiquent que parmi les 20 sujets participant à cette étude, 11 joueurs ont rapporté des blessures articulaires chroniques au niveau du membre supérieur. Parmi eux, 6 joueurs ont reconnu avoir souffert de tendinopathies de l'épaule, 5 joueurs présentaient des tendinopathies du coude et enfin, un joueur a rapporté une tendinopathie du poignet (voir Tableau 6.2, section 6.3.1).

7.3.2 Débits de l'énergie transférée par les forces (JFP) et les moments articulaires (STP)

La figure 7.3 présente les débits moyens de l'énergie transférée par les forces (JFP) et les moments de force articulaires (STP) pour les différentes phases du service. Lors du début de la phase d'armé (LB - FMC), les débits de l'énergie transférée par les forces à l'épaule, au coude et au poignet sont significativement supérieurs chez les joueurs "sains" que chez les blessés. Lors du milieu de la phase d'armé (FMC - PLBR), le débit de l'énergie transférée par les forces au poignet est significativement supérieur chez les joueurs "sains" que chez les blessés. Pour cette même phase, les résultats montrent à l'inverse que le débit de l'énergie transférée par les moments au poignet est significativement plus élevé chez les joueurs blessés que chez les "sains". A la fin de la phase d'armé (PLBR - RME), les joueurs blessés transfèrent significativement plus d'énergie via les forces à l'épaule, au coude et au poignet que les joueurs "sains". Pendant la phase d'accélération (RME - IMP), le débit de l'énergie transféré par les forces à l'épaule est

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

significativement supérieur chez les joueurs blessés que chez les joueurs "sains".

7.3.3 Débits de l'énergie générée - absorbée par les moments articulaires (JTP)

Pour les deux groupes, les articulations de l'épaule et du coude génèrent de l'énergie lors de la phase d'armé (LB - RME) et absorbent de l'énergie lors de l'accélération (RME - IMP) (Figure 7.4). Alors que le poignet des joueurs " sains" génèrent de faible quantité d'énergie mécanique au milieu de la phase d'armé (FMC - PLBR), celui des joueurs blessés absorbent l'énergie. A l'épaule, les moments articulaires des joueurs "sains" génèrent des débits d'énergie significativement supérieurs à ceux des joueurs blessés pour le début et la fin de la phase d'armé (LB - FMC et PLBR - RME) ($P<0,05$). Par contre, lors de la phase d'accélération, l'épaule et le coude des joueurs blessés absorbent significativement plus d'énergie que les joueurs "sains" (épaule : $P<0,001$ et coude : $P<0,05$). Le poignet des joueurs blessés absorbe significativement plus d'énergie lors de la phase d'armé ($P<0,05$).

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

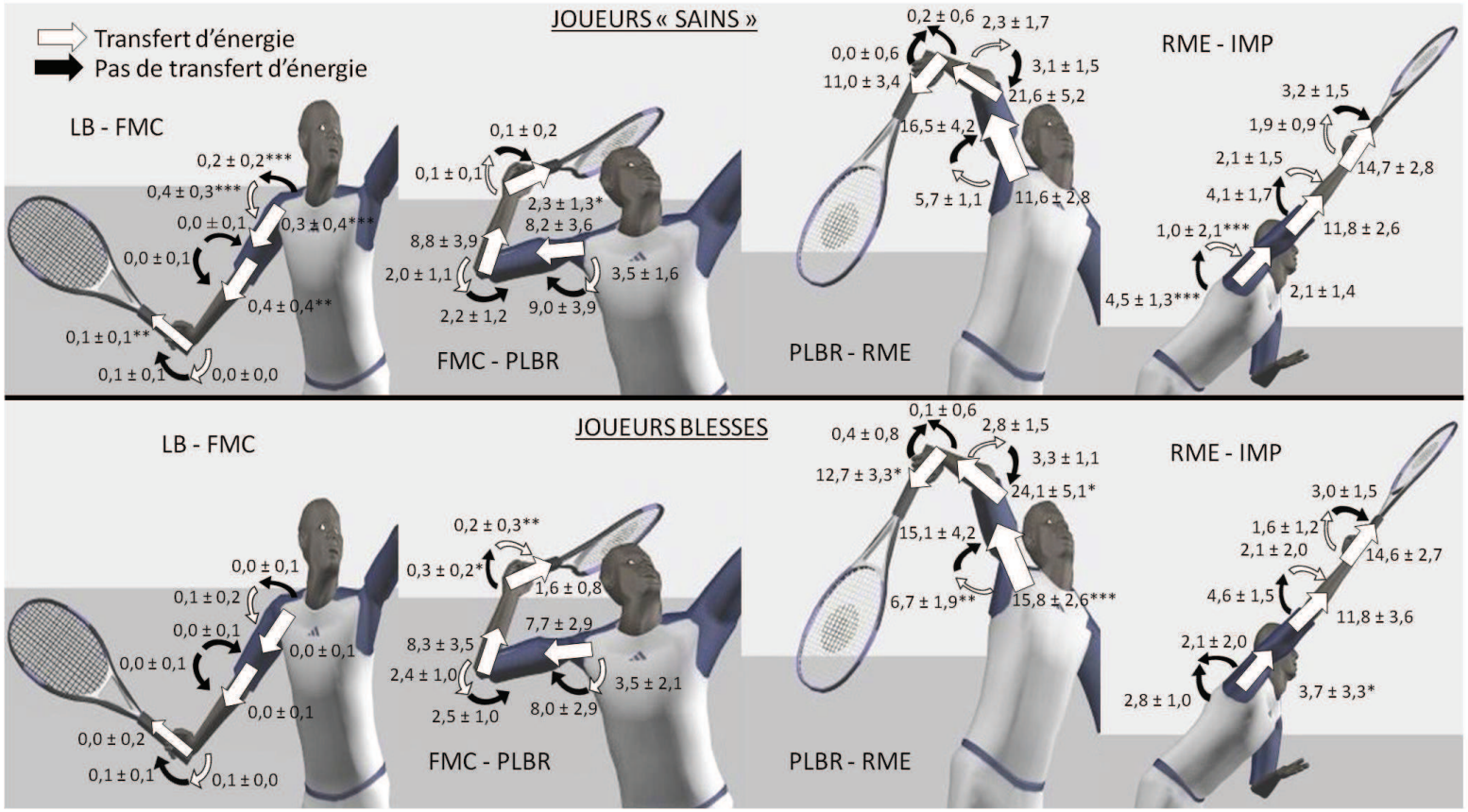
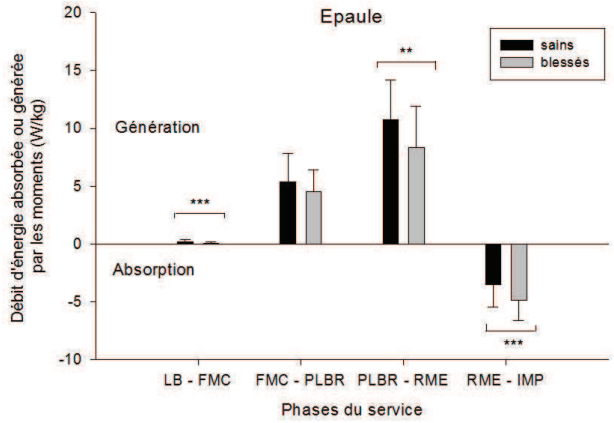
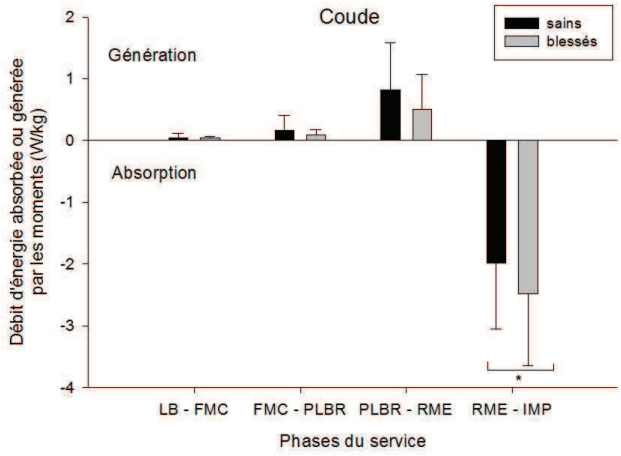


Figure 7.3 - Débits moyens d'énergie transférée par les forces et les moments articulaires (W/kg) au cours des différentes phases de service. *** P<0,001 ; ** P<0,01 ; * P<0,05.





7.3.4 Débits de l'énergie qui sort ou entre dans les segments du membre supérieur (SP)

Les débits de l'énergie qui sort du tronc, entre dans le bras, l'avant-bras et la "main+raquette" sont significativement plus élevés chez les joueurs "sains" au début de la phase d'armé (LB - FMC). Le débit d'énergie entrant dans la "main+raquette" au milieu de la phase d'armé (FMC - PLBR) est significativement supérieur chez les joueurs "sains". Par contre, les débits d'énergie sortant du tronc sont significativement supérieurs chez les joueurs blessés à la fin de la phase d'armé (PLBR - RME) et lors de l'accélération (RME - IMP) (Tableau 7.2).

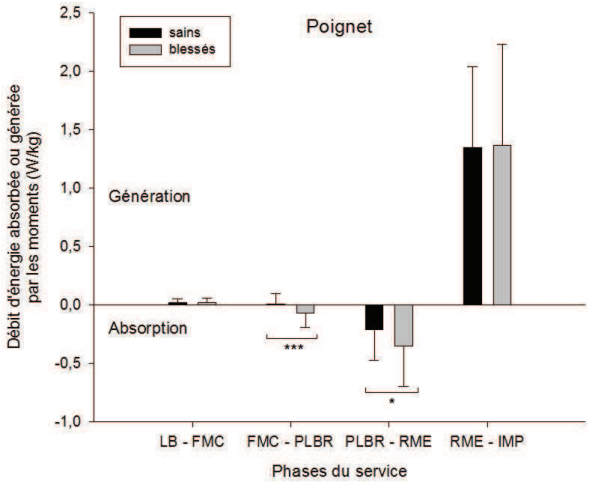


Figure 7.4 - Débits moyens d'énergie générée - absorbée par les moments articulaires au cours des phases du service

7.3.5 Qualité du transfert d'énergie du tronc vers la raquette

L'indicateur révèle que la qualité de la circulation d'énergie est significativement meilleure chez les joueurs "sains" (106,8 ± 25,7 %) que chez les joueurs blessés (79,0 ± 22,4 %)($P<0,001$). La qualité du transfert d'énergie est significativement corrélée à la vitesse de balle et à différents pics de contraintes articulaires du membre supérieur (Tableau 7.3).

7.3.6 Vitesse de balle

La vitesse de balle est significativement plus élevée chez les joueurs "sains" (170,9 ± 19,5 km/h) que chez les blessés (159,5 ± 23,9 km/h) ($P = 0,023$). Concernant la quantité du transfert d'énergie, des corrélations significatives ont été obtenues entre la vitesse de balle et les débits moyens de l'énergie transférée par les forces du coude ($r=0,42$, $P<0,001$) et du poignet ($r=0,73$, $P<0,001$) durant la phase d'accélération (RME - IMP).

7.4 Discussion

Les buts de cette étude sont (a) d'investiguer les relations entre la qualité, la quantité du transfert d'énergie, la vitesse de balle et les contraintes articulaires maximales du membre supérieur lors du service au tennis, (b) de comparer les flux d'énergie chez des joueurs blessés et des joueurs sains.

Phases	"Sains" (n=9)	Blessés (n=11)	Direction de l'énergie	Valeur de P
		Tronc (W/kg)		
LB - FMC	**-0,5 ± 0,6*** **	-0,0 ± 0,2	Sortie	<0,001
FMC - PLBR	-11,5 ± 4,9	-11,2 ± 4,9	Sortie	0,770
PLBR - RME	-17,2 ± 3,3	**-22,7 ± 4,2*** **	Sortie	<0,001
RME - IMP	-5,8 ± 2,0	**-7,0 ± 3,6***	Sortie	0,045
		Bras (W/kg)		
LB - FMC	**0,4 ± 0,4*** **	0,0 ± 0,2	Entrée	<0,001
FMC - PLBR	9,9 ± 4,1	9,8 ± 3,5	Entrée	0,820
PLBR - RME	9,4 ± 3,1	10,3 ± 3,8	Entrée	0,218
RME - IMP	-13,3 ± 4,3	-14,0 ± 3,5	Sortie	0,368
		Avant-bras (W/kg)		
LB - FMC	**0,2 ± 0,3** **	0,0 ± 0,1	Entrée	0,002
FMC - PLBR	4,8 ± 2,4	4,5 ± 3,0	Entrée	0,205
PLBR - RME	8,2 ± 2,1	8,8 ± 2,3	Entrée	0,164
RME - IMP	-2,0 ± 1,9	-2,3 ± 2,3	Sortie	0,679
		"Main+raquette" (W/kg)		
LB - FMC	**0,2 ± 0,1** **	0,1 ± 0,1	Entrée	0,002
FMC - PLBR	**2,4 ± 1,4***	1,8 ± 0,9	Entrée	0,048
PLBR - RME	11,8 ± 3,3	12,2 ± 3,0	Entrée	0,488
RME - IMP	17,7 ± 4,2	17,5 ± 4,0	Entrée	0,978

Tableau 7.2 - Débits moyens d'énergie qui sort ou entre dans les segments (SP) au cours des différentes phases de service

7.4.1 Relations entre la quantité, la qualité du transfert d'énergie, la vitesse de balle et les contraintes articulaires maximales du membre supérieur

Les analyses de corrélations montrent que plus la qualité du transfert d'énergie diminue, plus les contraintes articulaires maximales augmentent (hormis les moments de rotation interne à l'épaule et de varus au coude) et plus la vitesse de balle diminue. Par conséquent, les joueurs qui transfèrent le mieux l'énergie du tronc vers la "main+raquette" sont ceux qui atteignent des vitesses de balle élevées et des valeurs de contraintes articulaires faibles. Sur la base de ces résultats, il apparaît que minimiser le risque de blessures chroniques en diminuant les contraintes articulaires et maximiser la performance en augmentant la vitesse de balle sont des objectifs

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

	Indicateur de la qualité de transfert d'énergie
Vitesse de balle	0,60***
Épaule	
Force antérieure	-0,46***
Force inférieure	-0,59***
Moment d'abduction horizontale	-0,25*
Moment de rotation interne	NS
Coude	
Force médiale	-0,35***
Moment de varus	NS
Moment de flexion	-0,37***
Poignet	
Moment de flexion	-0,56***
Moment de déviation radiale	-0,54***

Tableau 7.3 - Coefficients de corrélation entre la qualité du transfert d'énergie, la vitesse de balle et les contraintes articulaires maximales. NS : non-significatif, * : $P<0,05$; ** : $P<0,01$; *** : $P<0,001$.

compatibles. Ces résultats confirment qu'un transfert d'énergie de faible qualité entre le tronc et la "main+raquette" limite la vitesse de balle et diminue la performance du serveur, comme l'ont suggéré (Lintner *et al.*, 2008; Kibler et Thomas, 2012). Cette étude confirme aussi qu'un transfert d'énergie de faible qualité conduit le joueur à compenser la perte d'énergie qui n'est pas transférée au bras par une augmentation des demandes et des contraintes au niveau des articulations les plus distales : l'épaule, le coude, le poignet (Lintner *et al.*, 2008). Les analyses de corrélation mettent, de plus, en évidence que la quantité d'énergie transférée au membre supérieur par les forces articulaires du coude et du poignet est un facteur crucial pour atteindre une vitesse de balle élevée.

7.4.2 Comparaison des transferts d'énergie entre joueurs "sains" et blessés

Des débits d'énergie supérieurs sortant du tronc, et entrant dans le bras et l'avant-bras ont été obtenus chez les joueurs "sains" pour le début de la phase d'armé (LB - FMC). Ce résultat peut expliquer pourquoi on observe des débits d'énergie supérieurs entrant dans le segment 'main+raquette' lors de la même phase (LB - FMC) et de la phase suivante (FMC - PLBR) chez ce groupe de joueurs. Par la suite lors de la fin de l'armé (PLBR - RME) et de l'accélération (RME - IMP) c'est l'inverse : il y a significativement plus d'énergie qui sort du tronc chez les blessés que chez les "sains". Cependant, les joueurs blessés ne semblent pas profiter de ce phénomène. En effet, alors qu'il y a plus d'énergie qui sort de leur tronc (PLBR - RME,

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

RME - IMP), on observe des débits d'énergie qui entre dans la "main+raquette" similaires pour les deux groupes lors de l'accélération (RME - IMP). L'indicateur de la qualité du transfert d'énergie révèle que seulement 79% de l'énergie qui sort du tronc à la fin de l'armé entre dans la 'main+raquette' pendant la phase d'accélération chez les joueurs blessés, alors que ce pourcentage avoisine les 107% chez les joueurs "sains". Ainsi, ce résultat met en avant que la qualité du transfert d'énergie depuis le tronc jusqu'à la raquette est moins bonne chez les joueurs blessés au cours des phases cruciales du service (fin de l'armé et accélération). Cette faible qualité de transfert d'énergie est probablement responsable de la baisse de vitesse de balle observée chez les joueurs blessés. Elle peut aussi expliquer, en partie, l'apparition des blessures chroniques au niveau des articulations du membre supérieur rapportées par les joueurs blessés. En effet, l'utilisation optimale de chaque segment de la chaîne cinématique est censée permettre la création, l'augmentation, le transfert et la régulation de l'énergie mécanique au cours du service. Mais, chez les joueurs blessés, les résultats amènent à penser que 28% de l'énergie est en partie dissipée au sein de la chaîne cinématique, diminuant la vitesse de balle et augmentant vraisemblablement les risques de blessures articulaires chroniques. Il a été suggéré que des dissipations d'énergie entre les segments pendant le service pourraient conduire à l'apparition de blessures (Elliott, 1988, 2006; Lintner *et al.*, 2008; Kibler, 1995). Si l'une des articulations de la chaîne est défectueuse, alors la contribution demandée aux articulations suivantes tend à augmenter pour compenser la perte d'énergie, ce qui conduirait à surcharger les structures articulaires (Elliott, 2006; Kibler, 1995; Kibler et Sciascia, 2004). D'après nos résultats, c'est au niveau de l'épaule que la circulation d'énergie semble être perturbée chez les joueurs blessés. En effet, bien que le débit d'énergie qui sort du tronc est significativement plus élevé chez les joueurs blessés (PLBR - IMP) (Tableau 7.2), cette énergie est en partie absorbée par les moments articulaires au niveau de l'épaule (RME - IMP) au lieu d'être transférée au bras (Figure 7.4). L'épaule, le coude et le poignet des joueurs blessés absorbent des débits d'énergie significativement plus élevés que ceux des joueurs "sains" (Figure 7.4). Au cours de la fin de la phase d'armé (PLBR - RME), qui est connue pour être une phase traumatisante du service (Elliott *et al.*, 2003), les quantités de l'énergie transférée par les forces à l'épaule, au coude et au poignet sont significativement supérieures chez les joueurs blessés (Figure 7.3). Le Comité de Recherche sur les Traumatismes aux Etats-Unis (on Trauma Research, 1985) considère la quantité d'énergie absorbée comme une cause de blessures musculosquelettiques. D'autres auteurs pensent que la quantité d'énergie transférée, lorsqu'elle excède le seuil de tolérance des structures articulaires impliquées dans le mouvement, peut conduire à des blessures chroniques (Bartlett et Bussey, 2009; Meeuwisse *et al.*, 2007; McIntosh, 2005). Nos résultats tendent à confirmer ces affirmations à propos des relations entre la quantité d'énergie transférée et/ou absorbée et les blessures sportives. En effet, parmi nos joueurs blessés, 6 présentaient des tendinopathies à l'épaule, 5 ont rapporté des tendinopathies au coude et 1 joueur s'est plaint de tendinopathie au poignet. Il convient, néanmoins, de garder à l'esprit que les blessures enregistrées dans cette étude n'ont sans doute pas été uniquement causées par des phénomènes en lien avec le transfert d'énergie mécanique. Elles sont vraisemblablement le résultat de l'interaction entre divers facteurs de risques (anatomie, capital santé) et les variables d'énergie mécanique mesurées dans cette étude.

7.4.3 Recommandations pratiques aux entraîneurs et aux joueurs

Il semble difficile de tirer des applications pratiques directes de cette étude. En effet, la quantité du transfert d'énergie semble impossible à évaluer à l'œil nu, en dehors d'une analyse biomécanique en laboratoire telle que nous l'avons menée. Toutefois, nous pensons que la qualité du transfert d'énergie peut être appréhendée au travers de sensations de facilité chez les joueurs

telles que "servir vite sans avoir l'impression de forcer" ou "servir en déroulant". Dans la mesure où nous avons montré que la qualité du transfert d'énergie est un facteur à la fois de performance mais aussi de risque de blessures, il apparaît important que les entraîneurs se focalisent sur des notions comme le rythme ou la fluidité du service pour remarquer d'éventuelles compensations gestuelles chez leurs joueur pouvant témoigner d'un problème au niveau du transfert d'énergie.

7.4.4 Limites

Dans la mesure où l'analyse de puissance articulaire part du principe que les moments articulaires sont produits par des muscles mono-articulaires (Robertson et Winter, 1980), notre étude s'est limitée à l'analyse du transfert d'énergie par les moments articulaires entre segments adjacents sans prendre en compte les muscles pluri-articulaires qui peuvent transférer l'énergie entre segments non adjacents (Prilutsky et Zatsiorsky, 1994). Par ailleurs, de récentes études se sont penchées sur les mécanismes de transfert d'énergie au cours de mouvements sportifs à partir du concept de "state-power analysis" développé par Fregly et Zajac (1996) pour décomposer les sources d'énergie mécanique segmentaire en fonction des moments musculaires et non-musculaires interactifs (Naito *et al.*, 2012). Des recherches futures sont nécessaires pour investiguer de façon plus fine les mécanismes de redistribution d'énergie parmi les segments corporels lors du service au tennis.

7.5 Conclusion

La vitesse de balle du service au tennis augmente avec la qualité du transfert d'énergie depuis le tronc jusqu'au segment "main+raquette". Les résultats de cette étude démontrent que les joueurs blessés présentent un transfert d'énergie de moins bonne qualité entre les segments du haut du corps au cours des phases de service précédant l'impact. Cela a pour conséquence de réduire leur vitesse de balle, d'augmenter leurs contraintes articulaires et probablement d'aboutir à l'apparition de leurs blessures articulaires chroniques. De plus, l'épaule, le coude et le poignet de ces joueurs blessés absorbent des débits d'énergie significativement plus élevés que les joueurs "sains". Or, la quantité d'énergie absorbée est reconnue comme étant un facteur de risque de blessures. Enfin, d'après cette étude, le service des joueurs "sains" apparaît plus performant puisque ces derniers sont capables d'augmenter la vitesse de balle, limiter les risques de blessures articulaires en utilisant un transfert efficace de l'énergie mécanique entre segments adjacents lors du service.

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

Chapitre 8

Étude 5 : Influence de la fatigue sur la vitesse de balle et la biomécanique du service lors de matchs de tennis prolongés

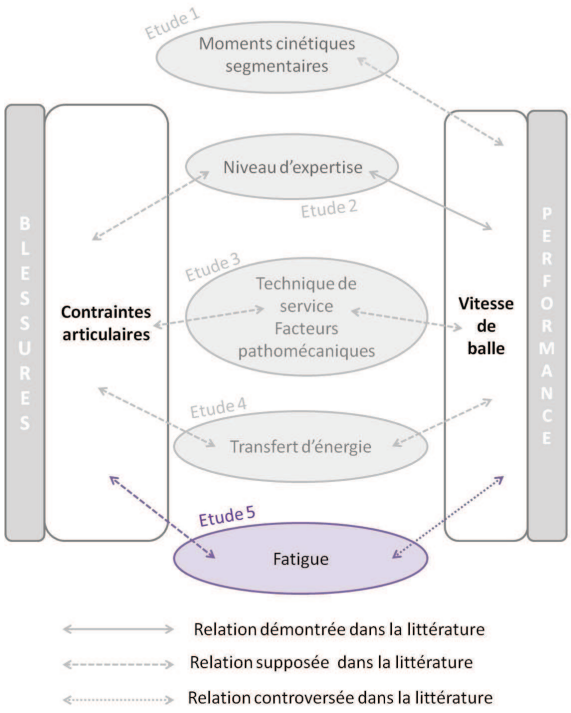


Figure 8.1 - Schéma récapitulatif de l'étude 5

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

8.1 Introduction

Au cours de ces dernières années, le circuit professionnel a été l'objet de matchs de tennis très longs : 11h05 entre Mahut et Isner à Wimbledon en 2010, 5h40 entre Mathieu et Isner à Roland Garros en 2012, 4h40 entre Nadal et Djokovic à Roland Garros en 2013, 5h53 entre Nadal et Djokovic à l'Open d'Australie en 2012, 4h43 entre Simon et Monfils à l'Open d'Australie en 2013, 4h48 entre Nadal et Federer à Wimbledon en 2008... Le format de ces matchs au meilleur des 5 sets peut expliquer leur durée exceptionnelle. Néanmoins, chez les compétiteurs amateurs, il n'est pas rare que la durée des matchs dépasse les 3h ou les 3h30 pour disputer au maximum 3 sets.

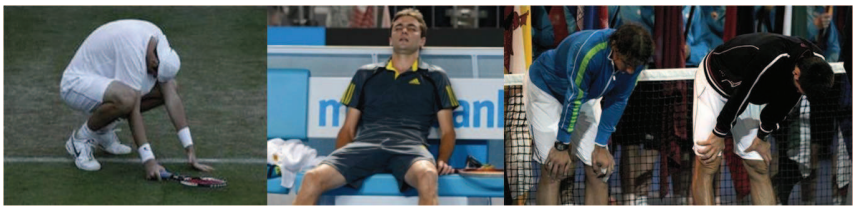


Figure 8.2 - Joueurs professionnels en situation extrême de fatigue

Comme nous l'avons évoqué dans la revue de littérature, la fatigue périphérique ou musculaire fait référence au processus conduisant à une réduction de la capacité du muscle à générer de la force, intervenant généralement au niveau ou après la jonction neuromusculaire (Allen *et al.*, 2008). En tennis, la durée des matchs prolongés contraint les joueurs à frapper un nombre très important de coups (services, coups droits, revers...) entraînant une fatigue musculaire, pouvant les rendre moins performants et plus vulnérables face aux blessures articulaires. De précédentes études ont démontré qu'un match de tennis prolongé fatiguait les muscles des membres inférieurs (Girard *et al.*, 2006, 2008) mais ne diminuait pas la vitesse de balle (Girard *et al.*, 2012). A l'inverse, après des sessions d'entraînement intenses, des réductions significatives de la vitesse de balle et des niveaux d'activations du grand pectoral et du fléchisseur radial du carpe ont été enregistrées (Davey *et al.*, 2002; Vergauwen *et al.*, 1998; Rota et Hautier, 2012). Toutefois, ces derniers résultats ont été obtenus lors de protocoles artificiels de fatigue et non pas au cours de matchs de tennis. Les entraîneurs, les médecins et les scientifiques sont persuadés que la fatigue des muscles du membre supérieur engendrée par un match de tennis prolongé est susceptible, non seulement de réduire la performance du joueur mais aussi de perturber la cinématique du service, de réduire les amplitudes articulaires de l'épaule, d'augmenter les contraintes articulaires subies, et d'élever le risque de blessures encouru (Kibler et Thomas, 2012; Gandhi *et al.*, 2012; Phinyomark *et al.*, 2012). Pourtant, aucune donnée n'a été publiée à ce sujet et l'influence de la fatigue musculaire sur la biomécanique du service reste méconnue. Par conséquent, les buts de cette étude consistent (a) à quantifier la fatigue des muscles du membre supérieur (b) à analyser les variations éventuelles de la vitesse de balle, des amplitudes passives de rotation de l'épaule, des variables cinématiques et dynamiques du service lors d'un match de tennis prolongé.

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

8.2 Méthodologie générale

8.2.1 Déroulement

La phase d'expérimentation a eu lieu dans la salle de capture de mouvement du laboratoire M2S et au Tennis Club de Bruz au mois de mai 2013.

8.2.2 Participants

8 joueurs de tennis, compétiteurs, classés en seconde série (âge : 20,4 ± 2,8 ans, taille : 1,80 ± 0,05 m, masse : 69,4 ± 9,8 kg) ont participé volontairement à cette expérimentation. Leurs caractéristiques anthropométriques sont présentées dans le tableau 8.1. Avant le début de l'expérimentation, chaque participant a été informé de la procédure expérimentale à suivre. Un consentement écrit a été obtenu pour chaque joueur.

Sujets	Age (ans)	Taille (m)	Masse (kg)	D / G	Classement Français
1	22	1,85	85	Droitier	1/6
2	19	1,83	72	Droitier	3/6
3	21	1,82	76	Droitier	3/6
4	16	1,73	58	Droitier	4/6
5	22	1,81	74	Droitier	3/6
6	17	1,75	55	Droitier	1/6
7	24	1,85	70	Droitier	3/6
8	22	1,75	65	Droitier	4/6

Tableau 8.1 - Caractéristiques de la population de l'étude 5.

8.2.3 Protocole expérimental

Chaque joueur a disputé un match de tennis d'une durée de 3 heures face à un adversaire d'un niveau sensiblement équivalent. Les matchs se sont déroulés sur les terrains couverts en GreenSet du tennis club de Bruz, situé à quelques minutes en voiture du laboratoire (Figure 8.3). En tout, quatre matchs ont été réalisés pour l'expérimentation. Les règles officielles que l'on retrouve en compétition ont été appliquées lors de ces matchs : échauffement, décompte du score, temps de repos entre les points, balles neuves en début de partie...

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

Raquettes	masse (kg)	I_T $(kg.m^2)$	I_N $(kg.m^2)$	I_L $(kg.m^2)$
1	0,310	0,0138	0,0149	0,00110
2	0,325	0,0136	0,0149	0,00130
3	0,312	0,0146	0,0158	0,00120
4	0,324	0,0147	0,0159	0,00120
5	0,335	0,0143	0,0154	0,00110
6	0,295	0,0141	0,0153	0,00120
7	0,324	0,0147	0,0159	0,00120
8	0,299	0,0141	0,0153	0,00120

Tableau 8.2 - Paramètres des raquettes utilisées dans cette étude. I_T = moment d'inertie de la raquette autour d'un axe passant à travers son centre de masse dans le plan de la raquette (axe transverse), I_N = moment d'inertie de la raquette autour d'un axe passant par son centre de masse et perpendiculaire à la face de la raquette (axe normal), I_L = moment d'inertie de la raquette autour d'un axe passant à travers le centre de masse et longitudinalement à la longueur de la raquette (axe longitudinal).



Figure 8.3 - Joueurs en plein match au TC Bruz

8.2.4 Collecte des données EMG lors de contractions maximales volontaires isométriques

Les variations biochimiques et physiologiques qui apparaissent au niveau d'un muscle fatigué sont reflétées par les propriétés des signaux myoélectriques enregistrés à la surface de la peau, au-dessus du muscle concerné (De Lucas, 1984). L'EMG de surface constitue donc une méthode intéressante pour enregistrer la fatigue musculaire locale au cours d'une pratique physique. C'est pourquoi, avant et après chaque match, l'activité électromyographique de 8 muscles du haut du corps (deltoïde antérieur, trapèze moyen, grand pectoral, grand dentelé, grand dorsal, biceps brachial, triceps brachial et sous-épineux) a été enregistrée au laboratoire M2S grâce à un

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

système EMG de surface sans fil (Wave Wireless EMG, Cometa, Italie, 2000 Hz) lors de tests manuels basés sur des contractions maximales volontaires isométriques (CMVI). Le positionnement et l'orientation des électrodes (distance entre les électrodes = 2 cm) a été déterminé à partir de procédures standardisées, recommandées par le projet "Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles" (SENIAM), Zipp (1982) et Hermens *et al.* (2000) (Tableau 8.3) (Figure 8.4).

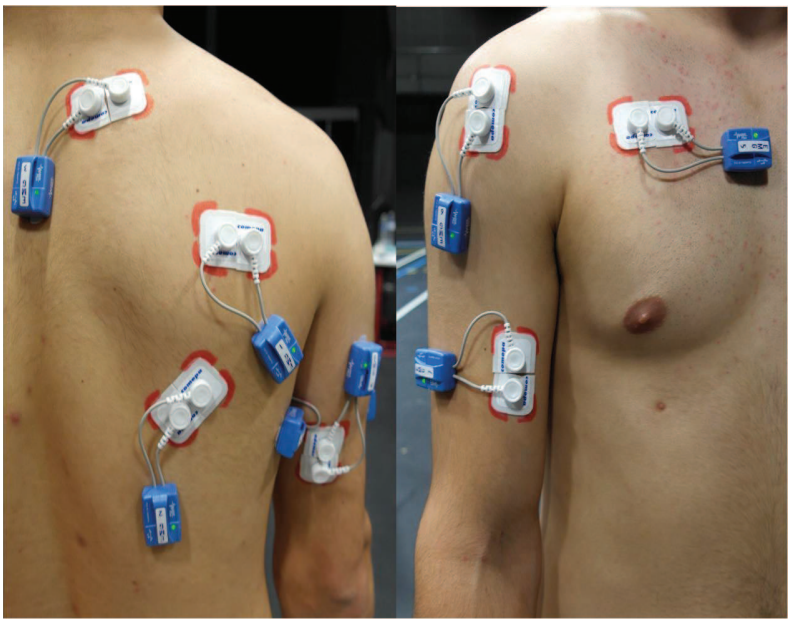


Figure 8.4 - Placement et orientation des électrodes de surface

Pour éviter les perturbations de mesure EMG, la surface de la peau a été rasée, légèrement frottée et nettoyée avec de l'alcool et du coton avant de placer les électrodes. Après le placement des électrodes, chaque joueur a réalisé deux tests manuels de CMVI pour chaque muscle avant (T0) et à la fin du match (T180). Chaque test était séparé d'une durée de 90 secondes. Lors de ces tests manuels de CMVI, il était demandé au sujet d'augmenter progressivement la contraction musculaire sur une durée de 3 secondes, de contracter au maximum le muscle testé pendant 3 secondes (Seeley *et al.*, 2008) puis de le relâcher pendant 3 secondes. La qualité des signaux EMG enregistrés a été validée grâce à leur inspection visuelle et au test d'impédance fourni par le logiciel Wave Wireless EMG (Cometa, Italie). Les positions anatomiques de CMVI pour chacun des 8 muscles ont été choisies en accord avec les tests manuels d'évaluation de la force musculaire utilisés dans la littérature (Kendall *et al.*, 1993).

8.2.5 Analyse des données EMG

Les signaux EMG bruts des CMVI ont été entièrement rectifiés puis traités à l'aide d'un filtre passe-bande de Butterworth avec des fréquences de coupure fixées à 20 et 500 Hz (Fong *et al.*, 2012). Une transformée de Fourier rapide a été utilisée pour l'analyse fréquentielle des signaux EMG via le calcul de la fréquence de la puissance moyenne (MPF). Les données MPF obtenues lors des CMVI sont comparées avant (T0) et après (T180) le match pour détecter la présence

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

Muscles	Position et orientation des électrodes
Biceps brachial	Électrodes placées à un tiers d'une ligne qui va de la fosse du cubitus au bord médial de l'acromion Électrodes orientées sur cette ligne.
Deltoïde antérieur	Électrodes placées à un doigt distalement et en avant de l'acromion et orientées sur la ligne directrice entre l'acromion et le pouce
Grand dentelé	Électrodes placées à l'intersection d'une ligne horizontale qui part de l'angle inférieur de la scapula et de la "midaxillary line". Électrodes orientées sur une ligne qui relie le nombril à l'épine de la scapula.
Grand dorsal	Électrodes placées sur une ligne qui passe à 4 cm sous l'angle inférieur de la scapula et à mi-distance entre la colonne vertébrale et le bord latéral du tronc. Électrodes orientées en biais sur une ligne qui relie l'aisselle aux vertèbres lombaires
Grand pectoral	Électrodes placées à un tiers d'une ligne reliant le processus coracoïde de la scapula et le processus xiphoïde du sternum. Électrodes orientées sur une ligne horizontale
Sous-épineux	Électrodes placées à mi-chemin entre les bords médial et latéral de la scapula et à mi-chemin de l'épine et de l'angle inférieur de la scapula. Électrodes orientées sur une ligne horizontale
Trapèze moyen	Électrodes placées à mi-chemin d'une ligne horizontale qui relie le bord médial de la scapula à T3. Électrodes orientées entre T5 et l'acromion.
Triceps brachial	Électrodes placées à deux doigts sous une ligne à mi-chemin entre la fosse postérieure de l'acromion et l'olécrâne. Électrodes orientées sur cette ligne.

Tableau 8.3 - Placement et orientation des électrodes de surface

de fatigue musculaire. En effet, il est recommandé d'utiliser la MPF comme un indicateur de la fatigue musculaire (Cairns *et al.*, 2005; De Lucas, 1997; Phinyomark *et al.*, 2012). Les valeurs de MPF ont été obtenues pour les 3 secondes de CMVI où les joueurs étaient en phase de

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

contraction maximale. La MPF a été calculée de la façon suivante (Phinyomark *et al.*, 2012) :

$$MPF = \frac{\sum(f \times P)}{\sum P}$$

avec f la fréquence du spectre de puissance, P la puissance du spectre EMG.

8.2.6 Captures de mouvement de service 3D

Afin d'analyser la biomécanique du service au cours d'un match prolongé, des sessions de capture de mouvement de services ont été mises en place au laboratoire M2S avant le début du match (T0), au bout de 90 minutes (T90) et immédiatement après la fin du match (T180) (Figure 8.6). Un système d'analyse du mouvement "Vicon MX-40" (Oxford Metrics Inc., Oxford, Royaume Uni) a été utilisé pour enregistrer les trajectoires 3D des marqueurs, placés sur le corps des joueurs et de leur raquette de façon identique aux études précédentes. Ce système était composé de 10 caméras haute résolution (4 megapixels) opérant à une fréquence de 200 Hz et positionnées en cercle tout autour de la zone de service. Au cours de chaque session, les joueurs ont frappé 5 services "à plat" réussis (première balle sans effet) dans la diagonale des égalités (Figure 8.5). Pour que le service soit considéré comme réussi, la balle devait atteindre le carré de service. Il était demandé aux joueurs de réaliser des services à puissance maximale, comme s'ils étaient en réelle situation compétitive. Le placement des marqueurs était identique à celui des études précédentes.

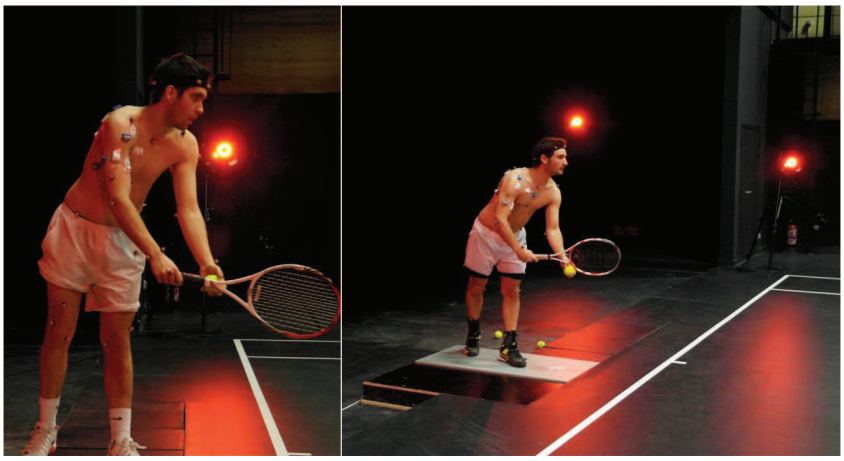


Figure 8.5 - Joueurs au service lors des captures de mouvement en laboratoire

8.2.7 Vitesse de balle

La vitesse de la balle au service a été mesurée pour chaque essai lors des captures de mouvement grâce à un radar (Stalker Professional Sports Radar, Plano, TX, précision : +/- 1 mph,

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

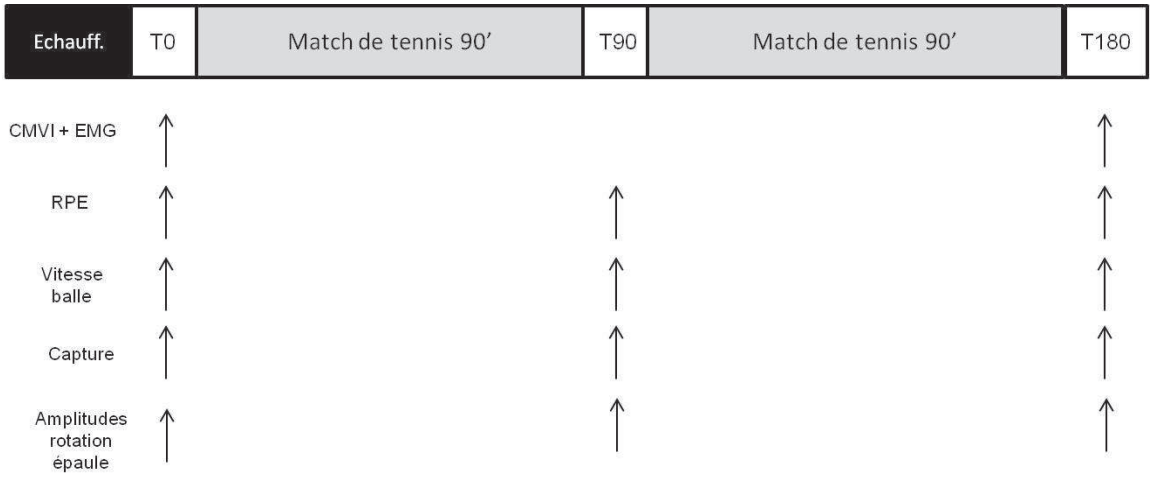


Figure 8.6 - Représentation schématique du protocole expérimental

fréquence : 34.7 GHz, Temps d'acquisition : 0.01 sec) fixé sur un pied à une hauteur de 2,5 mètres, placé 2 mètres derrière le joueur et dans la direction du service.

8.2.8 RPE

L'échelle subjective de perception de l'effort (RPE) allant de 6 à 20 a été utilisée avant (T0), pendant (T90) et après le match (T180) (Borg, 1985). Les scores de RPE obtenus ont été exploités pour détecter l'apparition ou non d'une sensation subjective de fatigue chez les joueurs de tennis lors des matchs prolongés. En tennis, la RPE est un outil intéressant pour estimer l'intensité des sollicitations physiques engendrées par un match de tennis (Mendez-Villanueva *et al.*, 2007; Novas *et al.*, 2003). Par conséquent, elle a souvent été utilisée en tant qu'indicateur de fatigue lors d'études scientifiques portant sur le tennis (Hornery *et al.*, 2007; Vergauwen *et al.*, 1998; Davey *et al.*, 2002; Girard *et al.*, 2006; Rota et Hautier, 2012).

8.2.9 Analyse biomécanique

8.2.9.1 Variables cinématiques

Les valeurs maximales de vitesses angulaires de rotation interne de l'épaule, d'extension du coude, de flexion du poignet, de rotations longitudinales du haut du torse et du pelvis, de rotations transverse et sagittale du tronc et d'extension du genou arrière ont été calculées. Afin de déterminer si la fatigue lors d'un match prolongé entraîne l'apparition de facteurs "pathomécaniques" tels que définis dans l'étude 3, les instants d'apparition ("timings") des vitesses angulaires maximales et la présence ou non d'hyperangulation de l'épaule ont été mesurés de façon identique à l'étude 3. Enfin, la hauteur d'impact entre la balle et la raquette et l'angle interne de flexion du genou arrière ont aussi été analysés.

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

8.2.9.2 Variables dynamiques

Les forces de réaction verticales du sol ont été mesurées pour chaque service réalisé lors des séances de captures de mouvement grâce à une plateforme de force positionnée derrière la ligne de service (modèle BP6001200, 60 x 120 x 5,7 cm, Advanced Mechanical Technology Incorporation, Watertown, MA, Etats Unis). En plus des forces de réaction du sol, 17 valeurs maximales de contraintes articulaires à l'épaule, au coude et au poignet ont été calculées grâce à la méthode de la dynamique inverse, selon une procédure identique à celle présentée dans l'étude 2.

8.2.10 Amplitudes passives de rotation de l'épaule dominante

Les amplitudes passives de rotation interne et externe de l'épaule dominante ont été testées à T0, T90 et T180, en accord avec les recommandations de Wilk *et al.* (2009). Pour chaque mesure, le sujet était allongé sur le dos, avec le bras en position d'abduction à 90°, d'adduction horizontale à 10°et le coude fléchi à 90°. A chaque fois, deux expérimentateurs étaient présents. Le premier avait pour rôle de stabiliser la scapula en agrippant le processus coracoïde antérieurement et l'épine de la scapula postérieurement (Figure 8.8) et d'amener passivement l'extrémité de l'avant-bras jusqu'à son maximum. Ce maximum était atteint avec l'apparition d'une sensation de butée articulaire et juste avant le décollage de l'épaule de la table. Cette position "de fin" était maintenue quelques secondes afin que le second expérimentateur aligne le goniomètre et relève l'amplitude correspondante. Pour toutes les mesures, l'axe du goniomètre était positionné au-dessus du processus de l'olé crâne, avec la partie stationnaire du goniomètre perpendiculaire au sol et la partie mobile du goniomètre alignée le long de l'ulna du sujet testé (Figure 8.8). Dans cette étude, l'amplitude totale de rotation de l'épaule correspond à la somme des amplitudes de rotation interne et externe (Figure 8.7).

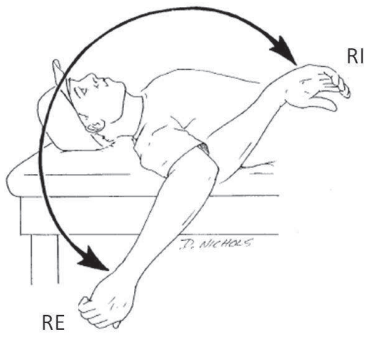


Figure 8.7 - Amplitudes de rotation de l'épaule. RI : rotation interne, RE : rotation externe. Amplitude totale = RI + RE, d'après Wilk *et al.* (2002)



Figure 8.8 - Technique de stabilisation de la scapula et exemple de mesure de la rotation interne de l'épaule, d'après Wilk *et al.* (2009)

8.2.11 Analyses statistiques

Des ANOVA à mesures répétées ont été utilisées pour établir ou non la présence de différence significative entre les différentes mesures obtenues à T0, T90 et T180 (vitesse de balle, variables cinématiques, variables dynamiques, RPE, amplitudes passives de rotation de l'épaule, forces de réaction du sol) (Figure 8.6). En cas de différence significative, un test post-hoc (méthode de Student-Newman-Keuls) a été utilisé pour déterminer où se situent les différences. Des tests T de Student ou des tests de Wilcoxon pour échantillons appariés ont été exploités pour comparer les valeurs de MPF obtenues lors des CMVI entre T0 et T180. Le seuil de significativité statistique a été défini à $P < 0,05$. Les "effect size" (tailles des effets) ont été calculés pour renseigner la taille des effets statistiques observés et définis comme petits pour $r > 0,1$, moyens pour $r > 0,3$ et importants pour $r > 0,5$ (Cohen, 1988). Les analyses statistiques ont été réalisées avec le logiciel SigmaStat 3.1 (Jandel Corporation, San Rafael, CA).

8.3 Résultats

8.3.1 Données sur les matchs

Au total, les joueurs ont disputé chacun 5 sets, 46 $\pm$ 1 jeux et servi en moyenne 222 $\pm$ 25 fois au cours des matchs de 3 heures. En incluant les trois sessions de capture de mouvement (T0, T90, T180), les joueurs ont frappé 253 $\pm$ 25 services.

8.3.2 Données EMG lors des contractions maximales volontaires isométriques

5 des 8 muscles testés (biceps brachial, deltoïde antérieur, grand pectoral, trapèze moyen, triceps brachial) présentent des différences significatives de MPF entre les CMVI réalisées au début (T0) et à la fin du match (T180) ($P<0,05$). Une tendance à la baisse de MPF est observée pour

le sous-épineux. Par contre, aucune différence significative de MPF n'apparaît pour le grand dentelé et le grand pectoral (Tableau 8.4).

Muscles	MPF à T0	MPF à T180	P	Variation	Taille de l'effet (r)
Biceps brachial (Hz)	132,8 ± 8,8	**121,1 ± 15,8***	0,039	8,81%	0,525
Deltoïde antérieur (Hz)	156,5 ± 51,6	**135,7 ± 12,0***	0,023	13,29%	0,560
Grand Dentelé (Hz)	135,6 ± 17,1	132,7 ± 9,6	0,438	/	/
Grand Dorsal (Hz)	131,6 ± 13,4	130,3 ± 15,8	0,702	/	/
Grand Pectoral (Hz)	136,7 ± 18,5	**124,0 ± 15,7****	0,001	9,3%	0,800
Sous Épineux (Hz)	161,1 ± 24,1	150,8 ± 17,2	0,096	8,39%	0,588
Trapèze moyen (Hz)	136,0 ± 15,9	**131,9 ± 16,2****	0,009	3,0 %	0,804
Triceps brachial(Hz)	168,3 ± 27,1	**152,4 ± 31,7***	0,029	9,45 %	0,720

Tableau 8.4 - Comparaison des MPF obtenues pour chaque muscle lors des CMVI avant et après le match. *** P<0,001 ; ** P<0,01 ; * P<0,05, significativement différent de T0

8.3.3 RPE

Une augmentation significative de la RPE est observée au fur et à mesure que le match se prolonge (T0 : 7,2 ± 1,6 ; T90 : 12,5 ± 1,9 ; T180 : 17,3 ± 1,3) (P<0,001) (Figure 8.9).

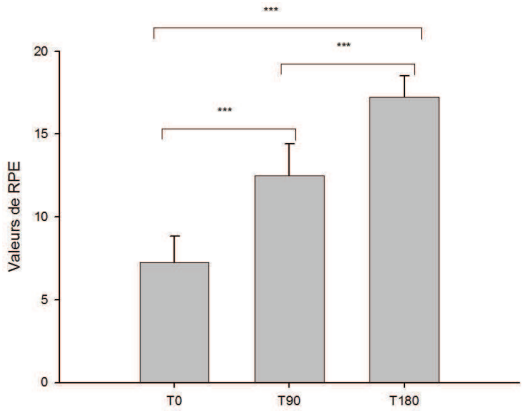


Figure 8.9 - Évolution de la RPE au cours du match. *** P<0,001

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

8.3.4 Vitesse de balle et hauteur d'impact

Les résultats montrent que la vitesse de balle mesurée à la fin du match est significativement réduite, comparée à celles mesurées en début (T0) et en milieu de match (T90) (P=0,002). Une baisse de 6,4 $km{\cdot}h^{-1}$est obtenue, ce qui réduit la performance de 3,9% entre T0 et T180. Par contre, aucune différence significative de vitesse de balle n'apparaît entre T0 et T90 (P=0,125). Les joueurs frappent la balle significativement moins haut (-4 cm) entre T0 et T180 (P<0,001) (Tableau 8.5).

	T0	**T90**	**T180**
Vitesse de balle (km/h)	164,2 ± 11,3	160,7 ± 12,2	157,8 ± 14,7**
Hauteur d'impact absolue (m)	2,65 ± 0,08	2,63 ± 0,08**	2,61 ± 0,06***

Tableau 8.5 - Évolution de la vitesse de balle et de la hauteur d'impact au cours du match. *** P<0,001 ; ** P<0,01 ; * P<0,05, significativement différent de T0

8.3.5 Analyse cinématique

Les résultats montrent des réductions significatives de vitesses angulaires maximales de rotation interne de l'épaule (-7,5%), d'extension du coude (-6,0%), de flexion du poignet (-13,8%), de rotation longitudinale du pelvis (-4,7%), de rotation transversale du tronc (-5,1%), de rotation sagittale du tronc (-6%) et d'extension du genou arrière (-13%) (Figure 8.10). Par contre, la vitesse angulaire maximale de rotation longitudinale des épaules reste statistiquement inchangée au cours du match (P>0,05). Par ailleurs, l'analyse cinématique révèle une augmentation significative de l'angle interne du genou arrière entre T0 (100 ± 14 °), T90 (105 ± 15 °) (P<0,001) et T180 (105 ± 15 °) (P=0,004), témoignant d'une moindre flexion de la jambe arrière des joueurs lors de la phase de préparation à partir de la moitié du match.

8.3.5.1 Facteurs "pathomécaniques"

Concernant les instants d'apparition ("timings") des vitesses angulaires maximales précédemment énoncées, aucune différence significative n'est observée entre T0, T90 et T180 (P>0,05). Les joueurs ne présentent pas d'hyperangulation de l'épaule ni au début (T0), ni à la fin du match (T180) (P=0,411) dans la mesure où le passage à l'adduction horizontale de l'épaule précède celui de la rotation externe de l'épaule au-delà de 90 ° tout au long du match (Tableau 8.6).

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

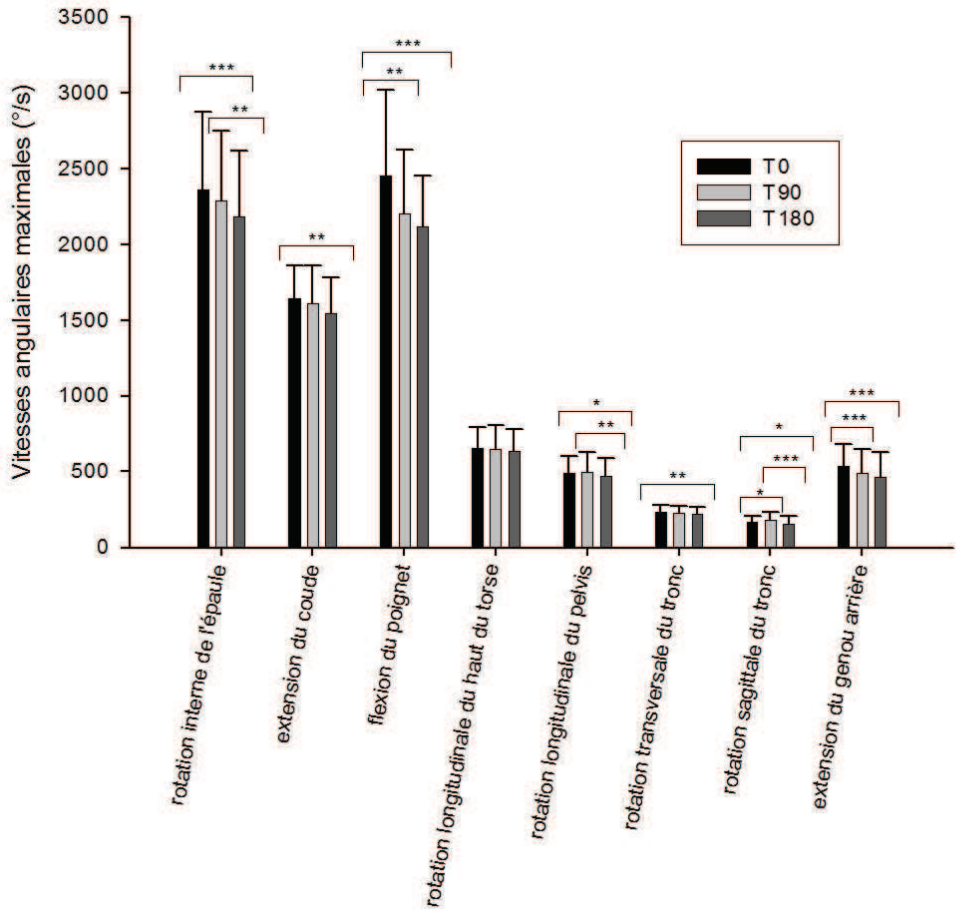


Figure 8.10 - Évolution des vitesses angulaires au cours du match. *** P<0,001 ; ** P<0,01 ; * P<0,05

Différence de timings (% de la durée du service)	T0	T90	T180
Adduction hor. - Rotation externe de l'épaule	-5,7 ± 16,3	-5,9 ± 17,2	-6,1 ± 18,3

Tableau 8.6 - Hyperangulation de l'épaule : évolution de la différence de timings entre le passage à l'adduction horizontale et le passage aux angulations extrêmes de rotation externe (>90 °).

8.3.6 Analyse dynamique

Les forces verticales de réaction du sol mesurées par la plateforme de forces ne sont pas modifiées au cours du match (P=0,839). Les valeurs maximales de forces à l'épaule, de moments de rotation interne, d'adduction horizontale, d'abduction à l'épaule, de forces médiale et proximale au coude et de force proximale au poignet diminuent significativement de T0 à T180 (P<0,05). Par contre, les valeurs maximales de force médiale au poignet, de forces antérieures au coude et au poignet, de moments de varus et de flexion du coude, de moment d'abduction horizontale

de l'épaule et de moments de flexion et de déviation radiale du poignet restent inchangées entre T0 et T180 (P>0,05) (Figure 8.7).

	T0	T90	T180
Force de réaction du sol (N)			
Force verticale	1372 ± 294	1364 ± 289	1354 ± 263
Forces à l'épaule (N)			
Force inférieure	198,7 ± 42,5	193,9 ± 48,5	**183,6 ± 44,7***
Force antérieure	202,5 ± 52,0	207,6 ± 64,9	**185,7 ± 48,0*****
Force proximale	371,8 ± 68,7	3**52,9 ± 87,4***	**333,6 ± 81,4*****
Moments à l'épaule (Nm)			
Moment de rotation interne	37,4 ± 10,2	36,3 ± 11,5	**34,4 ± 10,8***
Moment d'adduction horizontale	70,0 ± 16,3	**68,0 ± 14,6***	**63,8 ± 15,4*****
Moment d'abduction horizontale	29,6 ± 13,1	27,6 ± 8,0	30,2 ± 9,8
Moment d'abduction	65,2 ± 13,3	63,0 ± 13,0	**61,2 ± 12,3***
Forces au coude (N)			
Force antérieure	102,1 ± 27,7	105,0 ± 31,2	96,8 ± 36,5
Force médiale	167,3 ± 35,0	**160,8 ± 38,6****	**150,6 ± 33,3*****
Force proximale	367,0 ± 69,1	**344,2 ± 67,2*****	**331,0 ± 76,5*****
Moments au coude (Nm)			
Moment de flexion	26,5 ± 5,3	26,2 ± 6,9	25,8 ± 8,3
Moment de varus	40,0 ± 12,0	38,3 ± 11,4	36,4 ± 10,9
Forces au poignet (N)			
Force antérieure	174,9 ± 41,3	171,4 ± 37,0	170,2 ± 47,6
Force proximale	226,7 ± 35,6	**216,8 ± 38,6****	**203,5 ± 40,5*****
Force médiale	58,5 ± 17,6	57,9 ± 19,7	55,0 ± 17,6
Moments au poignet (Nm)			
Moment de flexion	18,0 ± 5,0	17,1 ± 4,4	18,3 ± 5,9
Moment de déviation radiale	20,4 ± 4,8	20,4 ± 5,2	18,6 ± 3

Tableau 8.7 - Évolution des valeurs maximales de contraintes articulaires au cours du match (moyenne ± écart-type). *** P<0,001 ; ** P<0,01 ; * P<0,05 ; significativement différent de T0

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

8.3.7 Amplitudes passives de rotation de l'épaule dominante

Les résultats concernant les amplitudes passives de rotation de l'épaule sont présentés dans le tableau 8.8. Ils mettent en évidence une réduction significative de l'amplitude de rotation interne dès T90 (-14,8°, P=0,003) et qui se confirme à T180 (-20,8°) (P=0,005). L'amplitude totale de rotation de l'épaule se retrouve significativement réduite au bout de 180 minutes de match (-27,1°) (P=0,031). Aucune différence significative d'amplitude de rotation externe n'est observée entre le début et la fin du match (P=0,230).

Amplitudes passives de...	**T0**	**T90**	**T180**
rotation interne de l'épaule (°)	50,9 ± 15,4	**36,1 ± 16,3****	**30,1 ± 20,9****
rotation externe de l'épaule (°)	81,6 ± 15,1	80,3 ± 11,3	75,3 ± 14,5
rotation totale de l'épaule (°)	132,5 ± 13,7	116,4 ± 22,5	**105,4 ± 27,7***

Tableau 8.8 - Évolution des amplitudes de rotation de l'épaule au cours du match. ** P<0,01, * P<0,05, significativement différent de T0

	T0 - T180
RPE	↗
Vitesse de balle	↘
Hauteur d'impact	↘
Flexion genou arrière	↘
Vitesses angulaires	↘
Timing des vitesses angulaires	⟶
Hyperangulation ?	Non →
Contraintes articulaires	→ ou ↘
Amplitude passive de rotation interne de l'épaule	↘
Amplitude passive de rotation totale de l'épaule	↘

Tableau 8.9 - Synthèse des résultats obtenus

8.4 Discussion

les buts de cette étude étaient (a) de quantifier la fatigue des muscles du membre supérieur (b) d'analyser les variations éventuelles au niveau de la vitesse de balle, des amplitudes passives de rotation de l'épaule, de diverses variables cinématiques et dynamiques du service lors d'un match de tennis prolongé. Les résultats principaux rapportent qu'un match de tennis prolongé

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

d'une durée de 3 heures abaisse la MPF au niveau des muscles du haut du corps, la vitesse de balle, augmente la RPE, réduit les vitesses angulaires maximales et enfin diminue ou maintient les contraintes articulaires (Tableau 8.9).

8.4.1 Quantification de la fatigue musculaire

Les nombres moyens de services frappés, de sets et de jeux disputés par les joueurs au cours des 3 heures de match est élevé. La RPE augmente significativement et progressivement depuis le début du match jusqu'à atteindre des valeurs très importantes à T180 (17,3 $\pm$ 1,3) où l'effort est perçu comme "très dur" par les joueurs. Les valeurs de fin de match (T180) sont en accord avec celles de la littérature portant sur la fatigue au tennis (Rota et Hautier, 2012; Girard *et al.*, 2006). Cela prouve que les joueurs étaient complètement impliqués dans leur match et que le protocole expérimental proposé a induit des sollicitations physiques fatigantes. Concernant le contenu fréquentiel des signaux EMG lors des CMVI, nos résultats montrent une baisse significative de la fréquence de la puissance moyenne (MPF) entre T0 et T180 pour le biceps brachial, le deltoïde antérieur, le grand pectoral, le sous-épineux (tendance), le trapèze moyen et le triceps brachial, témoignant d'un déplacement du spectre de puissance vers les fréquences basses et de l'apparition de la fatigue musculaire (Colson, 2010; Cifrek *et al.*, 2009). Des résultats similaires ont été observés par Ebaugh *et al.* (2006) pour le trapèze, le sous-épineux et le deltoïde après la mise en place d'un protocole de fatigue chez des joueurs de baseball. Ce déplacement du contenu fréquentiel des signaux EMG est vraisemblablement dû au ralentissement de la vitesse de propagation des potentiels d'action le long des fibres musculaires (Cifrek *et al.*, 2009). Pour certains auteurs, l'augmentation du lactate lors d'un effort intense et prolongé serait responsable de la fatigue musculaire car elle entraînerait une hausse de la concentration en ions H^+ (protons) qui abaisserait le pH cellulaire (Messonnier et Dubouchaud, 2010). Cette réduction du pH cellulaire ralentirait la vitesse de conduction des signaux nerveux au niveau des fibres musculaires. Les études menées in vivo chez l'homme montrent clairement une concomitance entre accumulation de protons et de lactate d'une part et la fatigue ou la baisse de performance d'autre part. Cependant, la question de savoir si ces concomitances rendent compte de relations de cause à effet reste encore posée et d'actualité car le rôle du lactate dans le développement de la fatigue musculaire reste controversé (Messonnier et Dubouchaud, 2010).

La réduction de MPF enregistrée au niveau des différents muscles entre T0 et T180 est susceptible d'augmenter les risques de blessures à l'épaule et au coude en diminuant les niveaux d'activation et le fonctionnement normal de ces muscles lors du service. Rodosky *et al.* (1994) ont rapporté que lors de l'abduction et de la rotation externe du bras, la contraction du biceps brachial améliore la stabilité antérieure de l'épaule et permet de diminuer la charge appliquée sur le ligament glénohuméral inférieur. Lors de la phase d'accompagnement, le biceps résiste à la distraction de l'épaule, décélère et stabilise le coude (Escamilla et Andrews, 2009; Ryu *et al.*, 1988). En situation de fatigue, il est possible que le biceps soit moins activé, ce qui favoriserait l'instabilité de l'épaule et du coude lors du service. Le muscle sous-épineux est impliqué dans la rotation externe, l'abduction du bras, et la stabilité de l'articulation glénohumérale. Une baisse de son activation engendrée par la fatigue pourrait provoquer une translation supérieure et antérieure de la tête humérale lors du service au tennis, susceptible d'entraîner des blessures de la coiffe des rotateurs (Sharkey et Marder, 1995; Teyhen *et al.*, 2009). Le trapèze, assisté par le grand dentelé, est très fortement activé lors des phases d'armé et d'accélération du service pour permettre l'élévation de l'acromion, basculer la scapula en rotation externe et l'incliner posté-

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

rieurement par rapport au mouvement rapide de l'humérus afin de réduire la zone de conflit au niveau de la coiffe des rotateurs en maintenant l'espace sous acromial (Ebaugh *et al.*, 2006; Kibler *et al.*, 2007). Avec l'apparition de la fatigue lors d'un match de tennis prolongé, les missions normalement remplies par le trapèze peuvent être perturbées, conduire à un mauvais positionnement de la scapula et réduire l'espace entre cette dernière et l'humérus au niveau de la coiffe des rotateurs. A ce titre, Ebaugh *et al.* (2006) et Tsai *et al.* (2003) ont démontré que la fatigue des muscles de l'épaule (trapèze, deltoïde, grand dentelé, sous-épineux) modifie la cinématique de la scapula et pourrait éventuellement aboutir à des blessures. Toutefois, des études supplémentaires sont nécessaires pour confirmer que la fatigue des muscles de l'épaule obtenue lors d'un match de tennis perturbe la cinématique de la scapula.

8.4.2 Performance : vitesse de balle et hauteur d'impact

La vitesse de balle décroît progressivement au fur et à mesure que le match se prolonge (-6,4 $km{\cdot}h^{-1}$entre T0 et T180). Ce résultat est en accord avec les études ayant évalué l'influence de la fatigue sur la performance sportive et notamment les travaux de Vergauwen *et al.* (1998); Rota et Hautier (2012); Girard *et al.* (2012); Hornery *et al.* (2007) (-4,0 km/h pour le service au tennis), d'Escamilla *et al.* (2007), de Murray *et al.* (2001) (respectivement -3,6 km/h et -7,2 km/h pour le lancer au baseball) et d'Apriantono *et al.* (2006) (-5,8 km/h pour le tir au football). Cette réduction de la vitesse de balle peut être expliquée par les baisses de vitesses angulaires maximales enregistrées entre le début et la fin du match : -7,5% pour la rotation interne de l'épaule, -6,0% pour l'extension du coude, -13,8% pour la flexion du poignet, -4,7% pour la rotation longitudinale du pelvis, -5,1% et -6% pour les rotations transversale et sagittale du tronc. En effet, toutes ces rotations segmentaires contribuent de façon considérable à la vitesse de la tête de raquette au service (Elliott *et al.*, 1995; Tanabe et Ito, 2007; Gordon et Dapena, 2006; Bahamonde, 2000). Nos résultats mettent en évidence l'apparition de la fatigue au niveau de muscles qui génèrent les vitesses de rotation interne de l'épaule (grand pectoral, deltoïde antérieur) et d'extension du coude (triceps brachial) (Elliott, 2003). Cette fatigue musculaire mesurée lors des CMVI entre T0 et T180 est vraisemblablement responsable de la baisse significative des vitesses angulaires maximales obtenues dans le même temps, et par conséquent de la vitesse de balle. La réduction de la vitesse angulaire de flexion du poignet entre T0 et T180 pourrait être causée par la fatigue du fléchisseur radial du carpe, qui a été précédemment mise en évidence lors du service au tennis par Rota et Hautier (2012) lors d'un protocole de fatigue. Enfin, il est probable que les baisses de vitesses angulaires enregistrées au niveau des rotations du tronc soient le résultat de la fatigue des muscles abdominaux (grand droit, obliques) et de l'érecteur du rachis qui participent à la flexion, à l'inclinaison et à la rotation longitudinale du tronc lors du service (Chow *et al.*, 2009). Malheureusement, aucune donnée EMG ne nous permet de vérifier cette hypothèse.

La hauteur d'impact se détériore aussi significativement entre T0 et T180 (-4 cm). Or, ce paramètre entre en ligne de compte dans la performance du service au tennis dans la mesure où une hauteur d'impact supérieure augmente la probabilité que la balle atteigne le carré de service, ouvre les angles et permet d'atteindre des zones plus courtes (Elliott *et al.*, 2009). Cette réduction de la hauteur d'impact, tout comme celle de la vitesse de balle, est vraisemblablement liée aux variations cinématiques observées au niveau des membres inférieurs entre T0 et T180 : réductions significatives de la flexion maximale et de la vitesse angulaire maximale d'extension du genou arrière. En effet, Girard *et al.* (2007), Reid *et al.* (2008) ont mis en évidence que la vitesse de balle, la vitesse de la raquette et la hauteur d'impact augmentent significativement avec une flexion prononcée, une poussée complète et une vitesse angulaire d'extension élevée des

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

jambes. Si dans cette étude nous ne disposons d'aucun indicateur en lien avec l'apparition de la fatigue au niveau des membres inférieurs, des travaux antérieurs se sont penchés sur la question et peuvent expliquer nos résultats. Une réduction de la force explosive des membres inférieurs après un match de 3 heures et une baisse de la contraction maximale volontaire isométrique des muscles extenseurs du genou et des fléchisseurs plantaires au bout de 2h30 de match ont été observées chez des joueurs de tennis (Girard *et al.*, 2006, 2008).

8.4.3 Risques de blessures : facteurs pathomécaniques et contraintes articulaires

Il est intéressant de remarquer qu'aucun facteur pathomécanique testé n'apparaît avec la fatigue dans la mesure où les timings de vitesses angulaires maximales testées et de rotations de l'épaule restent stables entre T0 et T180. Aucun phénomène d'hyperangulation de l'épaule n'émerge. Cette stabilité amène à penser que le niveau d'expertise des joueurs testés dans cette étude leur permet d'exploiter des schémas moteurs robustes et une technique de service temporellement immuable, et ce malgré la fatigue musculaire. Ces résultats semblent cohérents avec la littérature qui n'observe aucune modification du schéma temporal d'activation des muscles du membre supérieur malgré la fatigue au tennis (Rota et Hautier, 2012). Comme le suggère l'étude de Rota et Hautier (2012), la fatigue lors d'un match de tennis prolongé entraîne plutôt des changements au niveau de l'amplitude d'activation des muscles plutôt qu'au niveau de leur coordination temporelle. Cependant, cette stabilité est peut être remise en question en fonction du niveau d'expertise des joueurs de tennis. On peut en effet supposer que l'enchaînement segmentaire temporel du service de joueurs débutants puisse être perturbé avec la fatigue. En effet, Aune *et al.* (2008) ont comparé l'influence de la fatigue sur le coup droit au tennis de table entre joueurs de haut niveau et joueurs d'un niveau loisir. Ils ont observé que l'expertise améliorait la capacité d'adaptation des stratégies de coordination motrice et permettait de limiter les impacts négatifs de la fatigue. Toutefois, des analyses supplémentaires doivent être menées pour répondre à cette question dans le domaine du tennis.

Certaines valeurs de contraintes articulaires maximales restent inchangées alors que d'autres diminuent significativement entre T0 et T180 malgré le développement de la fatigue (Tableau 8.7). Ces résultats confirment en partie ceux de Murray *et al.* (2001) et d'Apriantono *et al.* (2006) qui observent des baisses significatives de contraintes à l'épaule, au coude et aux genoux en situation de fatigue respectivement lors du lancer au baseball et du tir au football. Comme le soulignent Murray *et al.* (2001), avec l'augmentation du nombre de répétitions gestuelles tout au long d'un match, il est difficile de savoir si les diminutions de contraintes articulaires sont le résultat d'un mécanisme inconscient de protection face aux blessures, la conséquence de la fatigue musculaire et des variations cinématiques qu'elle entraîne ou le fruit de ces deux phénomènes.

En ce qui concerne le maintien des forces de réaction du sol entre T0 et T180, nos résultats sont identiques à ceux de Girard *et al.* (2012) mais restent surprenants au regard des variations cinématiques obtenues au niveau de l'angle de flexion et de la vitesse angulaire maximale d'extension du genou arrière avec la fatigue. En effet, il semble qu'avec la fatigue, les joueurs n'arrivent plus à exploiter correctement les forces de réaction qu'ils créent contre le sol dans la cinématique de leurs membres inférieurs.

Afin d'aller plus loin dans l'analyse, il est intéressant de mentionner que 6 des 7 contraintes testées à l'épaule diminuent significativement entre T0 et T180, alors que c'est seulement le

cas pour 2 des 5 contraintes au coude et pour 1 des 5 contraintes au poignet. Ces résultats suggèrent qu'avec la fatigue, des stratégies de compensation à différents niveaux de la chaîne cinématique de coordination peuvent se mettre en place pour tenter de maintenir un certain niveau d'efficacité et gagner le match (Girard *et al.*, 2012). Ainsi, les joueurs semblent protéger prioritairement leur épaule de frappe, qui constitue généralement l'articulation la plus sollicitée et la plus vulnérable au service (Elliott *et al.*, 2003; Abrams *et al.*, 2011, 2013), en y réduisant les contraintes exercées. Par contre, les articulations les plus distales (coude et poignet) de la chaîne cinématique continuent d'être sollicitées à un niveau quasi-identique entre T0 et T180, sans doute pour tenter de conserver une vitesse de balle acceptable au service. Alors que le risque de blessures articulaires est abaissé en ce qui concerne l'épaule à la fin du match de tennis prolongé, il semble maintenu tout au long du match pour le coude et le poignet.

8.4.4 Risques de blessures : amplitudes passives de rotation de l'épaule

Dans la littérature, il est clairement établi que les modifications d'amplitude passives de rotation de l'épaule constituent une adaptation à la pratique chronique ou régulière du tennis (Ellenbecker *et al.*, 1996). Cependant jusqu'à présent, aucune donnée n'a été publiée à propos de l'influence d'un match de tennis prolongé ("pratique aiguë") sur de telles amplitudes. Notre étude montre une réduction significative de l'amplitude passive de rotation interne ainsi que de l'arc total de mouvement de l'épaule après un match de tennis de 3 heures. Ces résultats corroborent ceux obtenus chez des lanceurs après un entraînement de baseball (Reinold *et al.*, 2008) même si les pertes d'amplitudes passives enregistrées au tennis sont supérieures, vraisemblablement à cause de la durée prolongée du match. Plusieurs hypothèses peuvent expliquer ce phénomène (Reinold *et al.*, 2008; Wilk *et al.*, 2002, 2011; Schmidt-Wiethoff *et al.*, 2004) :

- la raideur et l'état de contraction prolongée des muscles avec la fatigue
- le raccourcissement de structures parallèles non-contractiles dans le muscle
- l'apparition de réponses locales inflammatoires et d'œdèmes au niveau des tissus mous exerçant un surmenage des gaines conjonctives qui séparent les différents faisceaux musculaires (périmysium et épimysium).

Lors du service au tennis, les muscles rotateurs externes de l'épaule sont très fortement sollicités de façon excentrique après l'impact pour décélérer le bras qui vient de tourner à des vitesses supérieures à 2000 $^{\circ}\cdot s^{-1}$(Figure 8.10). Leur sollicitation "extrême" lors d'un match de tennis de 3h aboutit à leur fatigue en fin de match (sous-épineux, tableau 8.4), éventuellement à une raideur prononcée et expliquerait les réductions d'amplitudes passives obtenues. Récemment, Wilk *et al.* (2011); Vad *et al.* (2003) ont mis en évidence une corrélation entre les déficits d'amplitudes passives de rotation interne et totale de l'épaule et la présence de blessures à cette articulation chez des joueurs de baseball et de tennis professionnels mais les mécanismes qui lient les deux restent méconnus. Même si une réduction importante des amplitudes passives de rotation de l'épaule apparaît être une réponse mécanique "logique" à un match de tennis, nous pouvons penser que les joueurs de tennis encourent davantage de risques de blessures à l'épaule au fur et à mesure que le match se prolonge et que la fatigue musculaire apparaît dans cette zone.

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

8.4.5 Limites

Le faible nombre de joueurs impliqués dans cette étude constitue une première limite à cette étude. Le protocole mis en place peut être discuté dans la mesure où les deux sites expérimentaux (Laboratoire M2S et Tennis Club de Bruz) étaient distants de quelques minutes en voiture (trajet inférieur à 5 min), ce qui a induit des petites périodes de latence pour véhiculer les joueurs d'un site à l'autre et les équiper à nouveau avec les marqueurs juste avant les captures de mouvement à T90 et T180. Ces périodes, mêmes limitées (autour de 30 min à T90), ont interrompu momentanément le cours normal des matchs. On peut supposer qu'elles ont permis aux joueurs de récupérer un peu de leurs efforts et ont éventuellement limité leur niveau de fatigue musculaire.

8.4.6 Recommandations pratiques aux entraîneurs et aux joueurs

Reinold *et al.* (2008) ont observé que les pertes d'amplitudes passives de rotation de l'épaule mesurées à la fin d'un entraînement de baseball se prolongent pendant 24 heures. Or, il arrive fréquemment que les joueurs de tennis amateurs enchaînent deux matchs ou deux entraînements dans la même journée lors d'un tournoi. Au regard des résultats obtenus, il apparaît dès lors nécessaire de trouver des solutions qui leur permettent de "regagner" des degrés d'amplitudes de rotation de l'épaule lorsque le match se prolonge et avant de retourner sur le terrain pour le match suivant. Il a été démontré que l'utilisation d'étirements statiques (10 x 30 secondes) après un travail musculaire excentrique du quadriceps minimise la perte d'amplitude de mouvement au niveau du genou (Torres *et al.*, 2007). Aldridge *et al.* (2012) ont démontré l'efficacité d'un programme d'étirements réalisés 5 jours par semaine pendant 12 semaines (3 à 5 x 30 secondes) des muscles postérieurs de l'épaule afin de limiter les déficits d'amplitudes articulaires. Par conséquent, nous conseillons aux joueurs d'utiliser des techniques thérapeutiques de prévention des blessures telles que les étirements (Wilk *et al.*, 2011), la mobilisation articulaire (Harshbarger *et al.*, 2013) ou encore la cryothérapie (Reinold *et al.*, 2008) pour tenter de retrouver leurs amplitudes de rotation initiale lors des changements de côté d'un match long ou lors de la période de repos qui sépare deux matchs consécutifs.
Nous encourageons les entraîneurs à mettre en place des programmes de préparation physique visant à développer l'endurance de force des muscles du membre supérieur et du membre inférieur pour permettre aux joueurs de maintenir des vitesses angulaires maximales élevées tout au long d'un match et conserver leur vitesse de balle. Nos résultats amènent à penser que l'endurance de force est à privilégier surtout pour les fléchisseurs du poignet, les extenseurs du genou, les rotateurs internes de l'épaule et les extenseurs du coude car c'est à ce niveau que les réductions de vitesses angulaires sont les plus notables. L'amélioration de l'endurance de force devrait améliorer la capacité des joueurs à répéter des services explosifs plus de 200 fois par match et à résister à la fatigue. A l'instar de Girard *et al.* (2012), nous encourageons les joueurs à développer leur capacité à adapter leur coordination avec l'apparition de la fatigue. Il s'agirait de développer des mécanismes compensatoires à divers niveaux de la chaîne cinématique pour conserver l'efficacité des coups tout au long d'un match prolongé et limiter les risques de blessure. Dans cette optique, des exercices induisant une fatigue préalable au niveau de groupes musculaires ciblées (rotateurs internes ou externes de l'épaule, fléchisseur du coude, fléchisseur et rotateurs du tronc, extenseurs du genou...) peuvent être utilisés avant un travail technique sur le court.

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

8.5 Conclusion

Un match de tennis d'une durée de 3 heures fatigue les muscles du membre supérieur (réduction de la MPF) ce qui diminue la vitesse de balle, les vitesses angulaires maximales de l'épaule, du coude, du poignet et du tronc et augmente la RPE. Avec la fatigue, les amplitudes passives de rotation de l'épaule sont abaissées, les contraintes articulaires de l'épaule sont réduites alors que celles du coude et du poignet sont maintenues à leur niveau initial. Par contre, aucun facteur pathomécanique testé n'apparaît avec la fatigue dans la mesure où les timings de la coordination intersegmentaire restent stables. Cette stabilité suggère que les joueurs de seconde série possèdent des schémas moteurs robustes qui leur permettent de conserver une technique de service temporellement immuable malgré l'apparition de la fatigue musculaire.

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

Chapitre 9

Conclusion générale

Ce travail de thèse s'est attaché à analyser, identifier et comprendre les facteurs biomécaniques responsables de l'amélioration de la performance et de l'apparition des blessures articulaires chroniques lors de la réalisation du service au tennis. L'étude 1 avait pour but d'explorer les relations entre les moments cinétiques segmentaires et la vitesse de balle chez des joueurs de tennis professionnels et d'identifier les phases temporelles du service au cours desquelles ces relations sont particulièrement fortes. Des corrélations significatives importantes ont été observées entre le moment cinétique du tronc autour des axes transverse et antéropostérieure et la vitesse de balle pour les phases suivantes : milieu et fin de l'armé et accélération. Ces résultats soulignent le rôle crucial des rotations du tronc dans l'amélioration de la vitesse de balle. L'étude 2 a mis en évidence que le niveau d'expertise influence la vitesse de balle, les niveaux de contraintes subies par les articulations du membre supérieur et par conséquent l'efficience des joueurs au service. Les résultats suggèrent que la technique de service des joueurs amateurs les expose à des risques supérieurs de blessures chroniques articulaires du membre supérieur, ce qui est confirmé par nos données épidémiologiques. L'étude 3 nous a permis d'identifier différents facteurs temporels "pathomécaniques" lors du service. Les timings tardifs de vitesses angulaires maximales du tronc et les timings incorrects entre adduction horizontale et rotation externe de l'épaule sont associés à une hausse des contraintes articulaires et à une baisse de la vitesse de balle. Dans une perspective de poursuite de ces travaux, il nous apparaîtrait pertinent d'associer des données d'imagerie médicale (type IRM) à des données biomécaniques issues de capture de mouvements de service afin d'affiner la compréhension des mécanismes qui lient la technique de service avec l'apparition de pathologies données. L'étude 4 a démontré que la vitesse de balle du service au tennis augmente avec la qualité du transfert d'énergie depuis le tronc jusqu'au segment "main+raquette". Les joueurs blessés présentent un transfert d'énergie de moins bonne qualité entre les segments du haut du corps au cours des phases de service précédant l'impact. Cela a pour conséquence de réduire leur vitesse de balle, d'augmenter leurs contraintes articulaires et probablement d'aboutir à l'apparition de certaines blessures articulaires chroniques. Afin d'aller plus loin, il serait intéressant d'investiguer les mécanismes de transfert d'énergie depuis les jambes jusqu'à la raquette à partir de la méthode de "state-power analysis" développée par Fregly et Zajac (1996) pour décomposer les sources d'énergie mécanique segmentaire en fonction des moments musculaires et non-musculaires interactifs (Naito *et al.*, 2012). Enfin, l'étude 5 a mis en exergue qu'un match de tennis d'une durée de 3 heures entraîne la fatigue des muscles du membre supérieur. Ce qui a pour conséquence de réduire la vitesse de balle et de diminuer les vitesses angulaires maximales de l'épaule, du coude, du poignet et du tronc. Par contre, aucun facteur pathomécanique testé n'apparaît avec la fatigue dans la mesure où les timings de coordination intersegmentaire restent stables. Cette stabilité suggère que les joueurs de tennis

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

de bon niveau possèdent des schémas moteurs robustes qui leur permettent de conserver une technique de service temporellement immuable malgré l'apparition de la fatigue musculaire. En perspective à cette étude portant sur la fatigue, il serait intéressant de comparer les niveaux et les timings d'activations musculaires lors du service entre le début et la fin d'un match de tennis prolongé.

Selon nous, notre travail fournit des apports au domaine STAPS sur différents plans : méthodologique, scientifique, théorique et sportif.

- A notre connaissance, aucune étude n'avait réussi à collecter des données biomécaniques issues de captures de mouvements sur des joueurs de tennis professionnels et à suivre ces derniers sur une période donnée pour enregistrer les blessures dont ils ont fait l'objet. L'apport méthodologique liée à cette combinaison d'approches scientifiques (capture de mouvement et suivi épidémiologique via des questionnaires) est tel qu'il nous a permis de d'étudier au plus près les facteurs de risques de blessures en mettant en lien des données biomécaniques (cinématiques et dynamiques) avec des informations épidémiologiques. La capture de mouvements couplée au suivi épidémiologique nous a fourni des données de qualité qui sont généralement difficiles d'accès.
- Au niveau scientifique, ce travail de thèse a apporté des données supplémentaires à la littérature scientifique à propos de concepts-clé tels que les facteurs pathomécaniques, le transfert d'énergie ou encore la fatigue. Ces concepts sont fréquemment invoqués comme facteurs de performance et de risque dans les études portant sur la biomécanique sportive mais rarement investigués et vérifiés.
- Au niveau théorique, nous sommes persuadés que les études mises en place pour ce travail de thèse fournissent un cadre ré-investissable dans de nombreuses activités physiques et sportives. En effet, il a été mis en évidence que le mouvement de lancer au baseball, du tir au handball, du smash au volley-ball présente des similitudes biomécaniques avec celui du service : phases du mouvement (préparation, armé, accélération et accompagnement), enchaînement segmentaire proximo-distal, positions articulaires-clé (abduction et rotation maximale externe de l'épaule) (Lee, 1995; Wagner *et al.*, 2012). Ainsi, si nous avons choisi le service au tennis comme un objet d'étude à part entière, il n'en reste pas moins un support d'étude au service de l'exploration de la biomécanique au sens large. Nos résultats peuvent être transférés à l'ensemble de ces sports car nous pensons que les joueurs de tennis, les volleyeurs, les handballeurs... doivent exploiter une structure biomécanique semblable à la réalisation de leur mouvement pour améliorer la performance et limiter les risques de blessures inhérentes aux habiletés sportives de type "par-dessus l'épaule".
- Les études biomécaniques conduites en laboratoire permettent d'isoler des déterminants de la performance. En effet, pour mieux comprendre le fonctionnement d'une habileté sportive telle qu'une frappe au tennis, un modèle de la performance doit être structuré autour de "déterminants mécaniques", autrement dit, de facteurs ou variables "clé" du mouvement qui influencent la performance. L'entraîneur qui connaît, comprend et maîtrise ces variables fondamentales sera à même d'analyser le mouvement de son joueur et de communiquer avec lui pour le faire progresser (Elliott, 2006). Au niveau sportif, les applications pratiques issues des différentes études mises en place, à destination des joueurs et des entraîneurs de tennis, a constitué une préoccupation constante, une sorte de "fil rouge" situé en filigrane de cette thèse. L'un de nos buts était d'identifier les déterminants de la performance et de l'apparition des blessures pour fournir des conseils visant l'amélioration biomécanique du service au tennis.
- Enfin, l'apport le plus notable de cette thèse a démontré qu'il est possible de viser à la fois l'amélioration de la performance sportive et la réduction des facteurs de risques de blessures par la maîtrise d'une technique de mouvement optimale. Au regard de nos résultats, ces deux objectifs apparaissent compatibles et combattent l'idée selon laquelle "pratiquer un sport de façon saine et performante" est une gageure.

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

Bibliographie

G. Abrams, A. Harris, T. Andriacchi et M. Safran : Biomechanical analysis of three tennis serve types using a markerless system. *British Journal of Sports Medicine*, 2013.

G. Abrams, P. Renstrom et M. Safran : Epidemiology of musculoskeletal injury in the tennis player. *British Journal of Sports Medicine*, 46(7):492–498, 2012.

G. Abrams, A. Sheets, T. Andriacchi et M. Safran : Review of tennis serve motion analysis and the biomechanics of three serve types with implications for injury. *Sports Biomechanics*, 10(4):378–390, 2011.

A. Aguinaldo, J. Buttermore et H. Chambers : Effects of upper trunk rotation on shoulder joint torque among baseball pitchers of various levels. *Journal of Applied Biomechanics*, 23 (1):42–51, 2007.

A. Aguinaldo et H. Chambers : Correlation of throwing mechanics with elbow valgus load in adult baseball pitchers. *American Journal of Sports Medicine*, 37(10):2043–2048, 2009.

R. Aldridge, J. Guffey, M. Whitehead et P. Head : The effects of a daily stretching protocol on passive glenohumeral internal rotation in overhead throwing collegiate athletes. *The International Journal of Sports Physical Therapy*, 7(4):365–371, 2012.

D. Allen, G. Lamb et H. Westerblad : Skeletal muscle fatigue : cellular mechanisms. *Physiological Reviews*, 88(1):287–332, 2008.

T. Andersen, O. Larsen, A. Tenga, L. Engebretsen et R. Bahr : Football incident analysis : a new video based method to describe injury mechanisms in professional football. *British Journal of Sports Medicine*, 37(3):226–232, 2003.

M. Anderson et B. Alford : Overhead throwing injuries of the shoulder and elbow. *Radiologic Clinics of North America*, 48(6):1137–1154, 2010.

J. Andrews, S. Kupferman et C. Dillman : Labral tears in throwing and racquet sports. *Clinics in Sports Medicine*, 10(4):901–911, 1991.

A. Anz, B. Bushnell, L. Griffin, T. Noonan, M. Torry et R. Hawkins : Correlation of torque and elbow injury in professional baseball pitchers. *American Journal of Sports Medicine*, 38 (7):1368–1374, 2010.

T. Apriantono, H. Nunome, Y. Ikegami et S. Sano : The effect of muscle fatigue on instep kicking kinetics and kinematics in association football. *Journal of Sports Sciences*, 24(9):951–960, 2006.

J. Archambault, J. Wiley et R. Bray : Exercise loading of tendons and the development of overuse injuries. a review of current literature. *Sports Medicine*, 20(2):77–89, 1995.

J. Arnold, T. Coker, L. Heaton, J. Park et W. Harris : Natural history of anterior cruciate tears. *American Journal of Sports Medicine*, 7(6):305–313, 1979.

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

ATP : Overview of injuries and tournament withdrawals on the atp tour (1994 - 2002). Unpublished document. Florida : Association of Tennis Professionals, 2003.

A. Atwater : Biomechanics of overarm throwing movements and of throwing injuries. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 7(1):43–85, 1979.

T. Aune, R. Ingvaldsen et G. Ettema : Effect of physical fatigue on motor control at different skill levels. *Perceptual and motor skills*, 106(2):371–386, 2008.

R. Bahamonde : *Biomechanical analysis of serving during the performance of flat and slice tennis serves*. Thèse de doctorat, Indiana University, 1994.

R. Bahamonde : Joint power production during the flat and slice serves. *In* J. Wilkerson, K. Ludwig et W. Zimmerman, éditeurs : *Proceedings of the 15th International Symposium on Biomechanics in Sports*, pages 489–494. Denton, TX : International Society of Biomechanics in Sports, 1997.

R. Bahamonde : Changes in angular momentum during the tennis serve. *Journal of Sports Sciences*, 18(8):579–592, 2000.

R. Bahamonde et D. Knudson : Kinetics of the upper extremity in the open and square stance tennis forehand. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 6(1):88–101, 2003.

R. Bahr et I. Holme : Risk factors for sports injuries-a methodological approach. *British Journal of Sports Medicine*, 37(5):384–392, 2003.

R. Bahr et T. Krosshaug : Understanding injury mechanisms : a key component of preventing injuries in sport. *British Journal of Sports Medicine*, 39(6):324–329, 2005.

R. Bartlett et M. Bussey : *Sports Biomechanics : Reducing Injury Risk and Improving Sports Performance*. Routledge, 2009.

J. Basmajian et C. De Luca : *Muscles alive : their function revealed by electromyography*. Baltimore : Williams and Wilkins, 1985.

M. Benjamin, H. Toumi, J. Ralphs, G. Bydder, T. Best et S. Milz : Where tendons and ligaments meet bone : attachment sites ('entheses') in relation to exercise and/or mechanical load. *Journal of Anatomy*, 208(4):471–490, 2006.

K. Biener et P. Caluori : Sportmedizinischer profil des tennisspielers. *Sportarzt Sportmed*, 8 (1):198–202, 1976.

J. Blackwell et K. Cole : Wrist kinematics differ in expert and novice tennis players performing the backhand stroke : implications for tennis elbow. *Journal of Biomechanics*, 27(5):509–516, 1994.

J. Blackwell et D. Knudson : Effect of type 3 (oversize) tennis ball on serve performance and upper extremity muscle activity. *Sports Biomechanics*, 1(2):187–192, 2002.

P. Boileau, M. Zumstein, F. Balg, S. Penington et F. Bicknell : The unstable painful shoulder (ups) as a cause of pain from unrecognized anteroinferior instability in the young athlete. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 20(1):98–106, 2011.

G. Borg : *An introduction to Borg's RPE-scale*. Ithaka, NY : Mouvement Publications, 1985.

S. Braun, D. Kokmeyer et P. Millet : Shoulder injuries in the throwing athlete. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 91(4):966–978, 2009.

K. Breedveld : Rapportage sport 2003. Rapport technique, Sociaal en Cultureel Planbureau, The Hague, 2003.

H. Brody : The moment of inertia of a tennis racket. *The Physics Teacher*, 23(4):213–216, 1985.

J. Bunn : *Scientific principles of coaching*. Englewood Cliffs, New Jersey : Prentice-Hall, 1972.

S. Burkhart, C. Morgan et W. Kibler : Shoulder injuries in overhead athletes. the "dead arm" revisited. *Clinics in Sports Medicine*, 19(1):125–158, 2000.

S. Burkhart, C. Morgan et W. Kibler : The disabled throwing shoulder : spectrum of pathology part i : pathoanatomy and biomechanics. *Arthroscopy*, 19(4):404–420, 2003.

V. Cahouet, M. Luc et A. David : Static optimal estimation of joint accelerations for inverse dynamics problem solution. *Journal of Biomechanics*, 35(11):1507–1513, 2002.

E. Cain, J. Dugas, R. Wolf et J. Andrews : Elbow injuries in throwing athletes : a current concepts review. *American Journal of Sports Medicine*, 31(4):621–635, 2003.

S. Cairns, A. Knicker, M. Thompson et G. Sjogaard : Evaluation of models used to study neuromuscular fatigue. *Exercise and Sport Sciences Review*, 33(1):9–16, 2005.

J. Carpenter, R. Blasier et G. Pellizzon : The effects of muscle fatigue on shoulder joint position sense. *American Journal of Sports Medicine*, 26(2):262–266, 1998.

R. Carroll : Tennis elbow : incidence in local league players. *British Journal of Sports Medicine*, 15(4):250–256, 1981.

K. Chan, D. Fong, Y. Hong, P. Yung et P. Lui : Orthopaedic sport biomechanics - a new paradigm. *Sports Biomechanics*, 23(1):S21–30, 2008.

T. Chandler, W. Kibler, E. Stracener, A. Ziegler et B. Pace : Shoulder strength, power, and endurance in college tennis players. *American Journal of Sports Biomechanics*, 20(4):455–458, 1992.

M. Chard et S. Lachmann : Racquet sports–patterns of injury presenting to a sports injury clinic. *British Journal of Sports Biomechanics*, 21(4):150–153, 1987.

A. Chaudhari, C. McKenzie, J. Borchers et T. Best : Lumbopelvic control and pitching performance of professional baseball pitchers. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25 (8):2127–2132, 2011.

J. Chow, S. Park et M. Tillman : Lower trunk kinematics and muscle activity during different types of tennis serves. *Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy and Technology*, 1(1):24, 2009.

M. Cifrek, V. Medved, S. Tonkovic et S. Ostojic : Surface emg based muscle fatigue evaluation in biomechanics. *Clinical Biomechanics*, 24(4):327–340, 2009.

P. Clavert, J. Kempf, F. Bonnomet, P. Boutemy, L. Marcelin et J. Kahn : Effects of freezing/thawing on the biomechanical properties of human tendons. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 23(4):259–262, 2001.

P. Codine, P. Bernard, M. Pocholle, C. Benaim et V. Brun : Influence of sports discipline on shoulder rotator cuff balance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 29(11):1400–1405, 1997.

D. Cohen, M. Mont, K. Campbell, B. Vogelstein et J. Loewy : Upper extremity physical factors affecting tennis serve velocity. *American Journal of Sports Medicine*, 22(6):746–750, 1994.

J. Cohen : *Statistical Power Analysis for Behavioral Sciences*. Lawrence Erlbaum Associates, 2nd edition édition, 1988.

S. Colson : Quantification de la fatigue musculaire par électromyographie de surface : intérets des systèmes multicanaux. *Science et Motricité*, 70:39–46, 2010.

J. Conway : The management of partial thickness rotator cuff tears in throwers. *Operative Techniques in Sports Medicine*, 10(2):75–85, 2002.

R. Creveaux, R. Dumas, C. Hautier, L. Cheze et I. Rogowski : Influence of racket mass, balance and moment of inertia on shoulder loading during tennis serve : a case study. *Journal of Medicine and Science in Tennis*, 17(2):78–79, 2012.

R. Cross : Customising a tennis racket by adding weights. *Sports Engineering*, 4(1):1–14, 2001.

P. Davey, R. Thorpe et C. Williams : Fatigue decreases skilled tennis performance. *Journal of Sports Sciences*, 20(4):311–318, 2002.

P. Davidson, N. Elattrache, C. Jobe et F. Jobe : Rotator cuff and posterior-superior glenoid labrum injury associated with increased glenohumeral motion : a new site of impingement. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 4(5):384–390, 1995.

J. Davis, O. Limpisvasti, D. Fluhme, K. Mohr, L. Yocum, N. Elattrache et F. Jobe : The effect of pitching biomechanics on the upper extremity in youth and adolescent baseball pitchers. *American Journal of Sports Medicine*, 37(8):1484–1491, 2009.

P. De Leva : Joint center longitudinal positions computed from a selected subset of chandler's data. *Journal of Biomechanics*, 29(9):1231–1233, 1996.

C. De Lucas : Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 11(4):251–279, 1984.

C. De Lucas : The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2):135–163, 1997.

P. Dell : Traumatic disorders of the distal radioulnar joint. *Clinics in Sports Medicine*, 11 (1):141–159, 1992.

P. Desjardins, A. Plamondon et M. Gagnon : Sensitivity analysis of segment models to estimate the net reaction moments at the l5/s1 joint in lifting. *Medical Engineering and Physics*, 20 (2):153–158, 1998.

C. Dillman, J. Schultheis, Hintermeister R. et Hawkins R. : *Tennis : Sports Medicine and Science*, chapitre What do we know about body mechanics involved in tennis skills ?, pages 6–11. Society for Tennis Medicine and Science, 1995.

J. Duboy, A. Junqua et P. Lacouture : *Mécanique humaine : Eléments d'une analyse des gestes sportifs en deux dimensions*. Revue EPS, 1994.

T. Ebaugh, P. McClure et A. Karduna : Effects of shoulder muscle fatigue caused by repetitive overhead activities on scapulothoracic and glenohumeral kinematics. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 16(3):224–235, 2006.

T. Ellenbecker : A total arm strength isokinetic profile of highly skilled tennis players. *Isokinetics and Exercise Science Therapy*, 1(1):9–21, 1991.

T. Ellenbecker : Shoulder internal and external rotation strength and range of motion of highly skilled junior tennis players. *Isokinetics and Exercise Science Therapy*, 2(1):1–8, 1992.

T. Ellenbecker : The relationships between stroke mechanics and injuries in tennis. *Strength and Conditioning Journal*, 31(4):50–58, 2009.

T. Ellenbecker : Rehabilitation considerations for the shoulder in the elite tennis player. *In Abstract book of the 13th STMS World Congress of Tennis Medicine, Buenos Aires, Argentina*, page 85, 2013.

T. Ellenbecker, B. Pluim, S. Vivier et C. Sniteman : Common injuries in tennis players : Exercises to address muscular imbalances and reduce injury risk. *The USTA Newsletter for Tennis Coaches*, 8(2):4–9, 2006.

T. Ellenbecker et P. Roetert : Glenohumeral joint internal and external rotation range of motion in elite junior tennis players. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 6(1):63–70, 2003.

T. Ellenbecker, P. Roetert, P. Piorkowski et D. Schulz : Age specific isokinetic glenohumeral internal and external rotation strength in elite junior tennis players. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 24(6):336–341, 1996.

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

T. Ellenbecker, P. Roetert et M. Safran : *The athlete's shoulder*, chapitre Shoulder injuries in tennis. Churchill Livingstone, Elsevier, 2003.

B. Elliott : Biomechanics of the serve in tennis : a biomedical perspective. *Sports Medicine*, 6 (5):285–294, 1988.

B. Elliott : Biomechanics : an integral part of sport science and sport medicine. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 2(4):299–310, 1999.

B. Elliott : *Biomécanique du tennis de haut niveau*, chapitre Développement de la vitesse de raquette. International Tennis Federation, 2003.

B. Elliott : Biomechanics and tennis. *British Journal of Sports Medicine*, 40(5):392–396, 2006.

B. Elliott, G. Fleisig, R. Nicholls et R. Escamilia : Technique effects on upper limb loading in the tennis serve. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 6(1):76–87, 2003.

B. Elliott, T. Marsh et B. Blanksby : A three-dimensional cinematographic analysis of the tennis serve. *International Journal of Sports Biomechanics*, 2(4):260–271, 1986.

B. Elliott, N. Marshall et G. Noffal : Contributions of upper limb segment rotations during the power serve in tennis. *Journal of Applied Biomechanics*, 11(4):433–442, 1995.

B. Elliott, M. Reid et M. Crespo : *Technique development in tennis stroke production*, chapitre Stroke mechanics, pages 71–88. International Tennis Federation, 2009.

B. Elliott et G. Wood : The biomechanics of foot-up and foot-back tennis service techniques. *Australian Journal of Sports Sciences*, 3(2):3–6, 1983.

R. Escamilla et J. Andrews : Shoulder muscle recruitment patterns and related biomechanics during upper extremity sports. *Sports Medicine*, 39(7):569–590, 2009.

R. Escamilla, S. Barrentine, G. Fleisig, N. Zheng, Y. Takada, D. Kingsley et J. Andrews : Pitching biomechanics as a pitcher approaches muscular fatigue during a simulated baseball game. *American Journal of Sports Medicine*, 35(1):23–33, 2007.

D. Eygendaal, F. Rahussen et R. Diercks : Biomechanics of the elbow joint in tennis players and relation to pathology. *British Journal of Sports Medicine*, 41(11):820–823, 2007.

D. Eygendaal et M. Safran : Postero-medial elbow problems in the adult athlete. *British Journal of Sports Medicine*, 40(5):430–434, 2006.

M. Feltner et J. Dapena : Dynamics of the shoulder and elbow joints of the throwing arm during a baseball pitch. *International Journal of Sport Biomechanics*, 2(4):235–249, 1986.

M. Feltner et G. Taylor : Three-dimensional kinetics of the shoulder, elbow and wrist during a penalty throw in water polo. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(3):347–372, 1997.

A. Field : *Discovering statistics using SPSS*. SAGE Publications, 3rd edition édition, 2011.

G. Fleisig, J. Andrews, C. Dillman et R. Escamilia : Kinetics of baseball pitching with implications about injury mechanisms. *American Journal of Sports Medicine*, 23(2):233–239, 1995.

G. Fleisig, S. Barrentine, R. Escamilia et J. Andrews : Biomechanics of overhand throwing with implications for injuries. *Sports Medicine*, 21(6):421–437, 1996.

G. Fleisig, S. Barrentine, N. Zheng, R. Escamilia et J. Andrews : Kinematic and kinetic comparison of baseball pitching among various levels of development. *Journal of Biomechanics*, 32(12):1371–1375, 1999.

G. Fleisig, R. Nicholls, B. Elliott et R. Escamilia : Kinematics used by world class tennis players to produce high-velocity serves. *Sports Biomechanics*, 2(1):51–64, 2003.

D. Fong, S. Ha, K. Mok, C. Chan et K. Chan : Kinematics analysis of ankle inversion ligamentous sprain injuries in sports : five cases from televised tennis competitions. *American Journal of Sports Medicine*, 40(11):2627–2632, 2012.

D. Fortenbaugh, G. Fleisig et J. Andrews : Baseball pitching biomechanics in relation to injury risk and performance. *Sports Health*, 1(4):314–320, 2009.

U. Fredberg et K. Stengaard-Pedersen : Chronic tendinopathy tissue pathology, pain mechanisms, and etiology with a special focus on inflammation. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 18(1):3–15, 2008.

B. Fregly et F. Zajac : A state-space analysis of mechanical energy generation, absorption, and transfer during pedaling. *Journal of Biomechanics*, 29(1):81–90, 1996.

J. Gandhi, N. El Attrache, K. Kaufman et W. Hurd : Voluntary activation deficits of the infraspinatus present as a consequence of pitching-induced fatigue. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 21(5):625–630, 2012.

C. Gerber : Does shoulder pain correlate with imaging findings in overhead athletes ? *In Abstracts book of the 12th World Congress of the Society For Tennis Medicine and Science*, 2011.

O. Girard, G. Lattier, N. Maffiuletti, J. Micallef et G. Millet : Neuromuscular fatigue during a prolonged intermittent exercise : Application to tennis. *Journal of Electromyohraphy and Kinesiology*, 18(6):1038–1046, 2008.

O. Girard, G. Lattier, J. Micallef et G. Millet : Changes in exercise characteristics, maximal voluntary contraction, and explosive strength during prolonged tennis playing. *British Journal of Sports Medicine*, 40(6):521–526, 2006.

O. Girard, J. Micallef et G. Millet : Lower-limb activity during the power serve in tennis : effects of performance level. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 37(6):1021–1029, 2005.

O. Girard, J. Micallef et G. Millet : Influence of restricted knee motion during the flat first serve in tennis. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21(3):950–957, 2007.

O. Girard, G. Millet et J. Micallef : La vitesse du service et les forces de réaction du sol sont-elles modifiées suite à une session de tennis prolongée ? *ITF Coaching and Sport Science Review*, 20(57):18–20, 2012.

D. Godefroy, G. Morvan et H. Guerini : *Les conflits du membre supérieur chez le sportif*, chapitre Apport des clichés simples et autres imageries en coupes. Elsevier Masson, 2010.

A. Goktepe, E. Ak, M. Sogut et F. Karabork H, Korkusuz : Joint angles during successful and unsuccessful tennis serves kinematics of tennis serve. *Eklem Hastaliklari ve Cerrahisi*, 20 (3):156–160, 2009.

B. Gordon et J. Dapena : Angular momentum transfer during a power tennis serve. *In Poster presentation at the 28th annual convention of the American Society of Biomechanics*, 2004.

B. Gordon et J. Dapena : Contributions of joint rotations to racquet speed in the tennis serve. *Journal of Sports Sciences*, 24(1):31–49, 2006.

I. Gowan, F. Jobe, J. Tibone, J. Perry et D. Moynes : A comparative electromyographic analysis of the shoulder during pitching : professional versus amateur pitchers. *American Journal of Sports Medicine*, 15(6):586–590, 1987.

H. Gruchow et D. Pelletier : An epidemiologic study of tennis elbow : incidence, recurrence, and effectiveness of prevention strategies. *American Journal of Sports Medicine*, 7(4):234–238, 1979.

S. Haake, P. Rose et J. Kotze : *Tennis Science and Technology*. Oxford : Blackwell Science, 2000.

N. Harshbarger, B. Eppelheimer, T. Valovich McLeod et C. McCarty : The inverse dynamics problem of neuromuscular control. *Journal of Sport Rehabilitation*, 2013.

H. Hatze : The inverse dynamics problem of neuromuscular control. *Biological Cybernetics*, 82(2):133–141, 2000.

H. Hatze : The fundamental problem of myoskeletal inverse dynamics and its implications. *Journal of Biomechanics*, 35(11):109–115, 2002.

E. Hennig : Influence of racket properties on injuries and performance in tennis. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 35(2):62–66, 2007.

H. Hermens, B. Freriks, C. Disselhorst-Klug et G. Raug : Development of recommendations for semg sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(5):361–374, 2000.

N. Hjelm, S. Werner et P. Renstrom : Injury risk factors in junior tennis players : a prospective 2-year study. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 22(1):40–48, 2012.

K. Hoga, M. Ae, Y. Enomoto, T. Yokozawa et N. Fujii : Joint torque and mechanical energy flow in the support legs of skilled race walkers. *Sports Biomechanics*, 5(2):167–182, 2006.

W. Hopkins : A scale of magnitudes for effect statistics. *A new view of statistics*, newstats. org/effectmag. html, 2002.

W. Hopkins, S. Marshall, K. Quarrie et P. Hume : Risk factors and risk statistics for sports injuries. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 17(3):208–210, 2007.

D. Hornery, D. Farrow, I. Mujika et W. Young : Fatigue in tennis. mechanisms of fatigue and effect on performance. *Sports Medicine*, 37(3):199–212, 2007.

P. Hughes, R. Green et N. Taylor : Measurement of subacromial impingement of the rotator cuff. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 15(1):2–7, 2012.

Y. Iino et T. Kojima : Kinetics of the upper limb during table tennis topspin forehands in advanced and intermediate players. *Journal of Biomechanics*, 10(4):361–377, 2011.

Y. Iino et T. Kojima : Validity of the top-down approach of inverse dynamics analysis in fast and large rotational trunk movements. *Journal of Applied Biomechanics*, 28(4):420–430, 2012.

F. Ilfeld : Can stroke modification relieve tennis elbow ? *Clinical Orthopaedics and related research*, 276(1):182–186, 1992.

INSERM : Activité physique : contexte et effets sur la santé. synthèse et recommandations. Rapport technique, INSERM, 2008.

N. Jayanthi, P. Sallay, P. Hunker et M. Przybylski : Skill-level related injuries in recreational competition tennis players. *Journal of Medicine and Science in Tennis*, 40(1):12–15, 2005.

C. Jobe : Posterior superior glenoid impingement : expanded spectrum. *Arthroscopy*, 11 (5):530–536, 1995.

F. Jobe et M. Pink : *Operative techniques in upper extremity sports injuries*. Mosby, Saint Louis, 1996.

C. Johnson, M. McHugh, T. Wood et B. Kibler : Performance demands of professional male tennis players. *British Journal of Sports Medicine*, 40(8):696–699, 2006.

H. Joris, A. Van Muyen, G. Van Ingen Schenau et H. Kemper : Force, velocity and energy flow during the overarm throw in female handball players. *Journal of Biomechanics*, 18(6):409–414, 1985.

M. Kamien : Tennis elbow in long-time tennis players. *Australian Journal of Science and Medicine in Sport*, 20(2):19–27, 1988.

M. Kamien : The incidence of tennis elbow and other injuries in tennis players at the royal kings park tennis club of western australia from october 1983 to september 1984. *Australian Journal of Science and Medicine in Sport*, 21(2):18–22, 1989.

P. Kannus : Etiology and pathophysiology of chronic tendon disorders in sports. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 7(2):78–85, 1997.

F. Kendall, E. McCreary et P. Provance : *Muscle testing and function*, chapitre Upper extremity and shoulder girdle strength test. Baltimore : Williams and Wilkins, 1993.

B. Kentel, M. King et S. Mitchell : Evaluation of a subject-specific, torque-driven computer simulation model of one-handed tennis backhand groundstrokes. *Journal of Applied Biomechanics*, 27(4):345–354, 2011.

K. Khan, J. Cook, F. Bonar, P. Harcourt et M. Astrom : Histopathology of common tendinopathies. update and implications for clinical management. *Sports Medicine*, 27(6):393–408, 1999.

W. Kibler : Pathophysiology of overload injuries around the elbow. *Clinics in Sports Medicine*, 14(2):447–457, 1995.

W. Kibler : Current concepts for the tennis shoulder. *In Abstract book of the 13th STMS World Congress of Tennis Medicine, Buenos Aires, Argentina*, pages 70–84, 2013.

W. Kibler et T. Chandler : Sport-specific conditioning. *American Journal of Sports Medicine*, 22(3):424–432, 1994.

W. Kibler, T. Chandler, B. Livingston et E. Roetert : Shoulder range of motion in elite tennis players. effect of age and years of tournament play. *American Journal of Sports Medicine*, 24 (3):279–285, 1996.

W. Kibler, T. Chandler, R. Shapiro et M. Conuel : Muscle activation in coupled scapulohumeral motions in the high performance tennis serve. *Clinics in Sports Medicine*, 41(11):745–749, 2007.

W. Kibler, J. Kuhn, K. Wilk, A. Sciascia, S. Moore, K. Laudner, T. Ellenbecker, C. Thigpen et T. Uhl : The disabled throwing shoulder : Spectrum of pathology - 10 year update. *The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 29(1):141–161, 2013.

W. Kibler et M. Safran : Musculoskeletal injuries in the young tennis player. *Clinics in Sports Medicine*, 19(4):781–792, 2012.

W. Kibler et A. Sciascia : Kinetic chain contributions to elbow function and dysfunction in sports. *Clinics in Sports Medicine*, 23(4):545–552, 2004.

W. Kibler et S. Thomas : Pathomechanics of the throwing shoulder. *Sports Medicine and Arthroscopy Review*, 20(1):22–29, 2012.

M. King, J. Glynn et S. Mitchell : Subject-specific computer simulation model for determining elbow loading in one-handed tennis backhand groundstrokes. *Sports Biomechanics*, 10(4):391–406, 2011.

M. King, B. Kentel et S. Mitchell : The effects of ball impact location and grip tightness on the arm, racquet and ball for one-handed tennis backhand groundstrokes. *Journal of Biomechanics*, 45(6):1048–1052, 2012.

E. Kitai, S. Itay, A. Ruder, J. Engel et M. Modan : An epidemiological study of lateral epicondylitis (tennis elbow) in amateur male players. *Annales de Chirurgie de la main*, 5 (2):113–121, 1986.

S. Knowles, S. Marshall et K. Guskiewicz : Issues in estimating risks and rates in sports injury research. *Journal of Athletic Training*, 41(2):207–215, 2006.

D. Knudson : Qualitative biomechanical principles for application in coaching. *Sports Biomechanics*, 6(1):109–118, 2007.

D. Knudson et J. Blackwell : Upper extremity angular kinematics of the one-handed backhand drive in tennis players with and without tennis elbow. *International Journal of Sports Medicine*, 18(2):79–82, 1997.

M. Kondric, B. Matkovic, G. Furjan-Mandic, V. Hadzic et E. Dervisevic : Injuries in racket sports among slovenian players. *Collegium Antropologicum*, 35(2):413–417, 2011.

M. Kovacs et T. Ellenbecker : An 8-stage model for evaluating the tennis serve : implications for performance enhancement and injury prevention. *Sports Health*, 3(6):504–513, 2011.

L. Koziris, W. Kraemer, N. Triplett, J. Fry, J. Bauer, A. Pedro, A. Clemson et J. Connors : Strength imbalances in women in tennis players. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 23(Sup.):253, 1991.

E. Kreighbaum et K. Barthels : *Biomechanics : A qualitative approach for studying human movement*. Burgess Pub. Co., Minneapolis, 1985.

E. Kristianslund, R. Bahr et T. Krosshaug : Kinematics and kinetics of an accidental lateral ankle sprain. *Journal of Biomechanics*, 44(14):2576–2578, 2011.

T. Krosshaug, T. Andersen, O. Olsen, G. Myklebust et R. Bahr : Research approaches to describe the mechanisms of injuries in sport : limitations and possibilities. *British Journal of Sports Medicine*, 39(6):330–339, 2005.

T. Krosshaug et R. Bahr : A model-based image-matching technique for three dimensional reconstruction of human motion from uncalibrated video sequences. *Journal of Biomechanics*, 38(4):919–929, 2005.

C. Kuhne, R. Zettl et D. Nast-Kolb : Injuries and frequency of complaints in competitive tennis and leisure sports. *Sportverletz Sportschaden*, 18(2):85–89, 2004.

R. Lanese, R. Strauss, D. Leizman et A. Rotondi : Injury and disability in matched men's and women's intercollegiate sports. *American Journal of Public Health*, 80(12):1459–1462, 1990.

H. Lee : Mechanisms of neck and shoulder injuries in tennis players. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 21(1):28–37, 1995.

H. Lee, J. Liau, C. Cheng, C. Tan et J. Shih : Evaluation of shoulder proprioception following muscle fatigue. *Clinical Biomechanics*, 18(9):843–847, 2003.

G. Legnani et R. Marshall : Evaluation of the joint torques during a tennis service : analysis of experimental data and simulations. *In* B. Landjerit, éditeur : *Proceedings of the IVth International Symposium on Computer Simulation in Biomechanics*, pages 8–11. International Society of Biomechanics, 1993.

O. Limpisvasti, N. ElAttrache et F. Jobe : Understanding shoulder and elbow injuries in baseball. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 15(3):139–147, 2007.

D. Lintner, T. Noonan et W. Kibler : Injury patterns and biomechanics of the athlete's shoulder. *Clinics in Sports Medicine*, 27(4):527–551, 2008.

S. Ma, C. Liu, Y. Tan et S.C. Ma : Winning matches in grand slam men's singles : An analysis of player performance-related variables from 1991 to 2008. *Journal of Sports Sciences*, 2013.

G. Markovic : Does plyometric training improve vertical jump height ? a meta-analytical review. *British Journal of Sports Medicine*, 41(6):349–355, 2007.

R. Marshall et B. Elliott : Long-axis rotation : the missing link in proximal-to-distal segmental sequencing. *Journal of Sports Sciences*, 18(4):247–254, 2000.

C. Martin, B. Bideau, G. Nicolas, P. Delamarche et R. Kulpa : How does the tennis serve technique influence the serve-and-volley ? *Journal of Sports Sciences*, 30(11):1149–1156, 2012.

K. Martin : Legal and ethical constraints to the dissemination of injury data from professional women's tennis. Personal communication, Fevrier 2004.

R. Marx, J. Sperling et F. Cordasco : Overuse injuries of the upper extremity in tennis players. *Clinics in Sports Medicine*, 20(3):439–451, 2001.

T. Matsuo, R. Escamilla, G. Fleisig, S. Barrentine et J. Andrews : Comparison of kinematic and temporal parameters between different pitch velocity groups. *Journal of Applied Biomechanics*, 17(1):1–13, 2001.

R. Mayle, T. Ellenbecker et M. Safran : *Netter's sports medicine*, chapitre Tennis. Philadelphia : Saunders, 2009.

A. McIntosh : Risk compensation, motivation, injuries, and biomechanics in competitive sport. *British Journal of Sports Medicine*, 39(1):2–3, 2005.

A. McIntosh et D. Janda : Evaluation of cricket helmet performance and comparison with baseball and ice hockey helmets. *British Journal of Sports Medicine*, 37(4):325–330, 2003.

W. McLeod et J. Andrews : Mechanisms of shoulder injuries. *Physical Therapy*, 66(12):1901–1904, 1986.

W. Meeuwisse : Athletic injury etiology : Distinguishing between interaction and confounding. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 4(3):171–175, 1994.

W. Meeuwisse, H. Tyreman, B. Hagel et C. Emery : A dynamic model of etiology in sport injury : the recursive nature of risk and causation. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 17 (3):215–219, 2007.

Menarini : Enquete épidémiologique nationale sur plus de 7 000 consultations de traumatologie sportive. Rapport technique, Laboratoire Menarini, 1994.

A. Mendez-Villanueva, J. Fernandez-Fernandez, D. Bishop, B. Fernandez-Garcia et N. Terrados : Activity patterns, blood lactate concentrations and ratings of perceived exertion during a professional singles tennis tournament. *British Journal of Sport Medicine*, 41(5):296–300, 2007.

L. Messonnier et H. Dubouchaud : Le lactate : sa cinétique, son méetabolisme, ses relations avec la performance et ses controverses. *Science et Motricité*, 70(2):21–30, 2010.

T. Mihata, M. McGarry, M. Kinoshita et T. Lee : Excessive glenohumeral horizontal abduction as occurs during the late cocking phase of the throwing motion can be critical for internal impingement. *American Journal of Sports Medicine*, 38(2):369–374, 2010.

S. Miller : Modern tennis rackets, balls, and surfaces. *British Journal of Sports Medicine*, 40 (5):401–405, 2006.

G. Millet et D. Le Gallais : *La préparation physique : optimisation et limites de la performance sportive*. Masson, 2007.

N. Montalvan, J. Parier, A. Gires, JL. Brasseur et G. Nemes : Results of three years medical surveillance of the international championships at roland garros : an epidemiological study in sports pathology. *Journal of Medicine and Science in Tennis*, 9(2):214–215, 2004.

K. Moran, C. Murphy et B. Marshall : The need and benefit of augmented feedback on service speed in tennis. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 44(4):754–760, 2012.

M. Morris, F. Jobe, J. Perry, M. Pink et B. Healy : Electromyographic analysis of elbow function in tennis players. *American Journal of Sports Medicine*, 17(2):241–247, 1989.

M. Mullaney, M. McHugh, T. Donofrio et S. Nicholas : Upper and lower extremity muscle fatigue after a baseball pitching performance. *American Journal of Sports Medicine*, 33(1):108–113, 2005.

D. Mullineaux, R. Bartlett et S. Bennett : Research design and statistics in biomechanics and motor control. *Journal of Sports Sciences*, 19(10):739–760, 2001.

T. Murray, T. Cook, S. Werner, T. Schlegel et R. Hawkins : The effects of extended play on professional baseball pitchers. *American Journal of Sports Medicine*, 29(2):137–142, 2001.

J. Myers, K. Guskiewicz, R. Schneider et W. Prentice : Proprioception and neuromuscular control of the shoulder after muscle fatigue. *Journal of Athletic Training*, 34(4):362–367, 1999.

K. Naito, Y. Fukui et T. Maruyama : Energy redistribution analysis of dynamic mechanisms of multi-body, multi-joint kinetic chain movement during soccer instep kicks. *Human Movement Science*, 31(1):161–181, 2012.

R. Nirschl : Tennis elbow. *Primary Care*, 4(2):367–382, 1977.

C. Nissen, M. Westwell, S. Ounpuu, M. Patel, J. Tate, K. Pierz, J. Burns et J. Bicos : Adolescent baseball pitching technique : a detailed three-dimensional biomechanical analysis. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 39(8):1347–1357, 2007.

G. Noffal et B. Elliott : Three-dimensional kinetics of the shoulder and elbow joints in the high performance tennis serve : implications for injury. *In Paper presented at the 4th International Conference of Sports Medicine and Science in Tennis, Coral Gables, Florida*, 1998.

A. Novas, D. Rowbottom et D. Jenkins : A practical method of estimating energy expenditure during tennis play. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 6(1):40–50, 2003.

K. Oldenziel et C. Stam : Tennisblessures. Rapport technique, Amsterdam, The Netherlands : Consumer Safety Institute, 2008.

O. Olsen, G. Myklebust, L. Engebretsen et R. Bahr : Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball : a systematic video analysis. *American Journal of Sports Medicine*, 32(4):1002–1012, 2004.

Committee on Trauma Research : *Injury in America : a continuing public health problem*. National Academy Press, Washington, 1985.

K. Parmelee-Peters et S. Eathorne : The wrist : common injuries and management. *Primary Care*, 32(1):35–70, 2005.

J. Perez-Gomez et J. Calbet : Training methods to improve vertical jump performance. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 53(4):339–357, 2013.

A. Phinyomark, S. Thongpanja, H. Hu, P. Phukpattaranont et C. Limsakul : *Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges*, chapitre The Usefulness of Mean and Median Frequencies in Electromyography Analysis. InTech, 2012.

B. Pluim, C. Fuller, M. Batt, L. Chase, B. Hainline, S. Miller, B. Montalvan, P. Renstrom, K. Stroia, K. Weber et T. Wood : Consensus statement on epidemiological studies of medical conditions in tennis. *British Journal of Sports Medicine*, 43(12):893–897, 2009.

B. Pluim, J. Staal, G. Windler et N. Jayanthi : Tennis injuries : occurence, aetiology and prevention. *British Journal of Sports Medicine*, 40(5):464–468, 2006.

J. Priest, V. Braden et S. Gerberich-Goodwin : The elbow and tennis, part 1 : an analysis of players with and without pain. *Physician and Sports Medicine*, 8(4):81–91, 1980a.

J. Priest, V. Braden et S. Gerberich-Goodwin : The elbow and tennis, part 2 : study of players with pain. *Physician and Sports Medicine*, 8(5):77–85, 1980b.

J. Priest, H. Jones, C. Tichenor et D. Nagel : Arm and elbow changes in expert tennis players. *Minnesota Medicine*, 60(5):399–404, 1977.

J. Priest et D. Nagel : Tennis shoulder. *American Journal of Sports Medicine*, 4(1):28–42, 1976.

B. Prilutsky et V. Zatsiorsky : Tendon action of two-joint muscles : transfer of mechanical energy between joints during jumping, landing, and running. *Journal of Biomechanics*, 27 (1):25–34, 1994.

S. Pugh, J. Kovaleski, R. Heitman et W. Gilley : Upper and lower body strength in relation to ball speed during a serve by male collegiate tennis players. *Perceptual and Motor Skills*, 97 (3):867–872, 2003.

C. Putnam : Sequential motions of body segments in striking and throwing skills : Descriptions and explanations. *Journal of Biomechanics*, 26(S1):125–135, 1993.

P. Quétin et N. Perrotte : *L'entrainement physique du joueur de tennis*. Fédération Française de Tennis, 2006.

G. Rash et R. Shapiro : A three-dimensional dynamic analysis of the quarterback throwing motion in american football. *Journal of Applied Biomechanics*, 11(4):443–459, 1995.

L. Reece, P. Fricker et K. Maguire : Injuries of elite tennis players at the australian institute of sport. *Australian Journal of Science and Medicine in Sport*, 18(4):11–15, 1986.

M. Reid, B. Elliott et J. Alderson : Shoulder joint loading in the high performance flat and kick tennis serves. *British Journal of Sports Medicine*, 41(12):884–889, 2007.

M. Reid, B. Elliott et J. Alderson : Lower-limb coordination and shoulder joint mechanics in the tennis serve. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 40(2):308–315, 2008.

M. Reinold, K. Wilk, L. Macrina, C. Sheheane, S. Dun, G. Fleisig, K. Crenshaw et J. Andrews : Changes in shoulder and elbow passive range of motion after pitching in professional baseball players. *American Journal of Sports Medicine*, 36(3):523–527, 2008.

P. Renstrom : Sports traumatology today. a review of common current sports injury problems. *Annales Chirurgiae et gynaecologiae*, 80(2):81–93, 1991.

J. Reque : Epidemiology of shoulder injuries in professional men's tennis. personal communication, Juin 2005.

A. Rettig : Wrist problems in the tennis player. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 26(10):1207–1212, 1994.

A. Rettig : Elbow, forearm and wrist injuries in the athlete. *Sports Medicine*, 25(2):115–130, 1998.

S. Riek, A. Chapman et T. Milner : A simulation of muscle force and internal kinematics of extensor carpi radialis brevis during backhand tennis stroke : implications for injury. *Clinical Biomechanics*, 14(7):477–483, 1999.

D. Robertson et D. Winter : Mechanical energy generation, absorption and transfer amongst segments during walking. *Journal of Biomechanics*, 13(10):845–854, 1980.

M. Rodosky, C. Harner et F. Fu : The role of the long head of the biceps muscle and superior glenoid labrum in anterior stability of the shoulder. *American Journal of Sports Medicine*, 22 (1):121–130, 1994.

S. Rota et C. Hautier : Influence de la fatigue sur la performance et l'activité musculaire du membre supérieur. *ITF Coaching and Sport Science Review*, (58):5–7, 2012.

K. Rothman et S. Greenland : *Modern Epidemiology*, chapitre Measures of disease frequency, pages 29–46. Lippincott Williams and Wilkins, 1998.

R. Ryu, J. McCormick, F. Jobe, D. Moynes et D. Antonelli : An electromyographic analysis of shoulder function in tennis players. *American Journal of Sports Medicine*, 16(5):481–485, 1988.

R. Sallis, K. Jones, S. Sunshine, G. Smith et L. Simon : Comparing sports injuries in men and women. *International Journal of Sports Medicine*, 22(6):420–423, 2001.

R. Schmidt-Wiethoff, W. Rapp, F. Mauch, T. Schneider et H. Appell : Shoulder rotation characteristics in professional tennis players. *International Journal of Sports Medicine*, 25 (2):154–158, 2004.

S. Schmikli, F. Backx, H. Kemler et van Mechelen W. : National survey on sports injuries in the netherlands : target populations for sports injury prevention programs. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 19(2):101–106, 2009.

M. Seeley, T. Uhl, J. McCrory, P. McGinn, W. Kibler et R. Shapiro : A comparison of muscle activations during traditional and abbreviated tennis serves. *Sports Biomechanics*, 7(2):248–259, 2008.

A. Seitz, P. McClure, S. Finucane, N. Boardman et L. Michener : Mechanisms of rotator cuff tendinopathy : intrinsic, extrinsic, or both ? *Clinical Biomechanics*, 26(1):1–12, 2011.

K. Sell, B. Hainline, M. Yorio et M. Kovacs : Injury trend analysis from the us open tennis championships between 1994 and 2009. *British Journal of Sports Medicine*, 2012.

B. Sesboue et J. Guincestre : Fatigue musculaire. *Annales de réadaptation et de médecine physique*, 49(6):348–354, 2006.

N. Sharkey et R. Marder : The rotator cuff opposes superior translation of the humeral head. *American Journal of Sports Medicine*, 23(3):270–275, 1995.

A. Sheets, G. Abrams, S. Corazza, M. Safran et T. Andriacchi : Kinematics differences between the flat, kick and slice serves measured using a markerless motion capture method. *Annals of Biomedical Engineering*, 39(12):3011–3020, 2011.

K. Shimada, M. Ae, N. Fujii, T. Kawamura et K Takashi : The mechanical energy flows between body segments during baseball pitching. *Japanese Journal of Biomechanics in Sports Exercise*, 8(1):12–26, 2004.

E. Simonsen, S. Magnusson, J. Bencke, H. Naesborg, M. Havkrog, J. Ebstrup et H. Sorensen : Can the hamstring muscles protect the anterior cruciate ligament during a side-cutting maneuver ? *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 10(2):78–84, 2000.

B. Sonnery-Cottet, T. Edwards, E. Noel et G. Walch : Results of arthroscopic treatment of posterosuperior glenoid impingement in tennis players. *American Journal of Sports Medicine*, 30(2):227–232, 2002.

C. Sosa : Athletes' reactions to injuries. *In Abstract book of the 13th STMS World Congress of Tennis Medicine, Buenos Aires, Argentina*, pages 39–40, 2013.

D. Spreen : Injury statistics and trends of atp players. *Journal of Medicine and Science in Tennis*, 6(1):0, 2001.

E. Sprigings, R. Marshall, B. Elliott et L. Jennings : A three-dimensional kinematic method for determining the effectiveness of arm segment rotations in producing racquet-head speed. *Journal of Biomechanics*, 27(3):245–254, 1994.

D. Stodden, G. Fleisig, S. McLean et J. Andrews : Relationship of biomechanical factors to baseball pitching velocity : within pitcher variation. *Journal of Applied Biomechanics*, 21 (1):44–56, 2005.

K. Szucs, A. Navalgund et J. Borstad : Scapular muscle activation and co-activation following a fatigue task. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 47(5):487–495, 2009.

A. Tagliafico, P. Ameri, J. Michaud, L. Derchi, M. Sormani et C. Martinoli : Wrist injuries in nonprofessional tennis players : relationships with different grips. *American Journal of Sports Medicine*, 37(4):760–767, 2009.

S. Taimela, U. Kujala et K. Osterman : Intrinsic risk factors and athletic injuries. *Sports Medicine*, 9(4):205–215, 1990.

S. Tanabe et A. Ito : A three-dimensional analysis of the contributions of upper limb joint movements to horizontal racket head velocity at ball impact during tennis serving. *Sports Biomechanics*, 6(3):418–433, 2007.

D. Teyhen, J. Miller, T. Middag et E. Kane : Rotator cuff fatigue and glenohumeral kinematics in participants without shoulder dysfunction. *Journal of Athletic Training*, 43(4):352–358, 2009.

D. Timpka, J. Ekstrand et L. Svanstrom : From sports injury prevention to safety promotion in sports. *Sports Medicine*, 36(9):733–745, 2006.

R. Torres, H. Appell et J. Duarte : Acute effects of stretching on muscle stiffness after a bout of exhaustive eccentric exercise. *International Journal of Sports Medicine*, 28(7):590–594, 2007.

N. Tsai, P. McClure et A. Karduna : Effects of muscle fatigue on 3-dimensional scapular kinematics. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 84(7):1000–1005, 2003.

M. Urbin, G. Fleisig, A. Abebe et J. Andrews : Associations between timing in the baseball pitch and shoulder kinetics, elbow kinetics, and ball speed. *American Journal of Sports Medicine*, 41 (2):336–342, 2013.

USRSA : Racquet selection map. *Racquet Sports Industry Magazine*, 38(4):29–32, 2010.

USTA : Tennis industry quick facts. Rapport technique, Hilton Head Island, SC : Tennis Industry Association, 2006.

V. Vad, A. Gebeh, D. Dines, D. Altchek et B. Norris : Hip and shoulder internal rotation range of motion deficits in professional tennis players. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 6 (1):71–75, 2003.

H. Van der Hoeven et W. Kibler : Shoulder injuries in tennis players. *British Journal of Sports Medicine*, 40(5):435–440, 2006.

W. Van Mechelen, H. Hlobil et H. Kemper : Incidence, severity, aetiology and prevention of sports injuries. a review of concepts. *Sports Medicine*, 14(2):82–99, 1992.

B. Vangheluwe et M. Hebbelinck : *Biomechanics IX-B*, chapitre Kinematics of the service movement in tennis : A three-dimensional cinematographical approach, pages 521–526. Champaign, IL : Human Kinetics, 1985.

N. Veijgen : Tennis injuries : A retrospective cohort study of risk factors for tennis related injuries in the netherlands. Mémoire de D.E.A., Amsterdam, The Netherlands : Free University, 2007.

L. Vergauwen, A. Spaepen, J. Lefevre et P. Hespel : Evaluation of stroke performance in tennis. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 30(8):1281–1288, 1998.

D. Viano, A. King, J. Melvin et K. Weber : Injury biomechanics research : an essential element in the prevention of trauma. *Journal of Biomechanics*, 22(5):403–417, 1989.

H. Wagner, J. Pfusterschmied, M. Tilp, J. Landlinger, S. von Duvillard et E. Muller : Upper-body kinematics in team-handball throw, tennis serve, and volleyball spike. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 2012.

G. Walch, P. Boileau, E. Noel et S. Donell : Impingement of the deep surface of the supraspinatus tendon on the posterosuperior glenoid rim : An arthroscopic study. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 1(5):238–245, 1992.

J. Warner et P. MacMahon : The role of the long head of the biceps brachii in superior stability of the glenohumeral joint. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 77(3):366–372, 1995.

J. Warner, L. Micheli et Arslenian L. : Scapulothoracic motion in normal shoulders and shoulders with glenohumeral instability and impingement syndrome. *Clincal Orthopaedics and Related Research*, 285:191–199, 1992.

N. Weijermans, F. Backx et W. Van Mechelen : Blessures bij outdoor-tennis. *Geneesk Sport*, 31(3):95–99, 1998.

R. Whiteley : Baseball throwing mechanics as they relate to pathology and performance : a review. *Journal of Sports Science and Medicine*, 6(2):1–20, 2007.

D. Whiteside, B. Elliott, B. Lay et M. Reid : The effect of age on discrete kinematics of the elite female tennis serve. *Journal of Applied Biomechanics*, 2013.

C. Whiting et R. Zernicke : *Biomechanics of musculoskeletal injury*. Human Kinetics, 2008.

J. Wight, J. Richards et S. Hall : Influence of pelvis rotation styles on baseball pitching mechanics. *Sports Biomechanics*, 3(1):67–83, 2004.

K. Wilk, L. Macrina, G. Fleisig, R. Porterfield, C. Simpson, P. Harker, N. Paparesta et J. Andrews : Correlation of glenohumeral internal rotation deficit and total rotational motion to shoulder injuries in professional baseball pitchers. *American Journal of Sports Medicine*, 39 (2):329–335, 2011.

K. Wilk, K. Meister et J. Andrews : Current concepts in the rehabilitation of the overhead throwing athlete. *American Journal of Sports Medicine*, 30(1):136–151, 2002.

K. Wilk, M. Reinold, L. Macrina, R. Porterfiel, K. Devine, K. Suarez et J. Andrews : Glenohumeral internal rotation measurements differ depending on stabilization techniques. *Sport Health : a multidisciplinary approach*, 1(2):131–136, 2009.

F. Wilson, J. Andrews, T. Blackburn et G. McCluskey : Valgus extension overload in the pitching elbow. *American Journal of Sports Medicine*, 11(2):83–88, 1983.

S. Winge, U. Jorgensen et A. Lassen Nielsen : Epidemiology of injuries in danish championship tennis. *International Journal of Sports Medicine*, 10(5):368–371, 1989.

D. Winter : *Biomechanics and motor control of human movement*. New York, NY : John Wiley and Sons, second edition édition, 1990.

M. Yeadon et J. Challis : The future of performance-related sports biomechanics research. *Journal of Sports Sciences*, 12(1):3–32, 1994.

J. Young, M. Pain et A. Pearce : Experiences of australian professional female tennis players returning to competition from injury. *British Journal of Sports Medicine*, 41(11):806–811, 2007.

J. Young, A. Pearce, R. Kane et M. Pain : Leaving the professional tennis circuit : exploratory study of experiences and reactions from elite female athletes. *British Journal of Sports Medicine*, 40(5):477–482, 2006.

F. Zajac et M. Gordon : Determining muscle's force and action in multi-articular movement. *Exercise and Sport Sciences Review*, 17:187–230, 1989.

V. Zatsiorsky : *Kinetics of human motion*. Champaign, IL : Human Kinetics, 2002.

V. Zatsiorsky, V. Seluyanov et L. Chugunova : *Contemporary problems of biomechanics*, chapitre Methods of determining mass-inertial characteristics of human body segments, pages 272–291. Massachussets : CRC Press, 1990.

P. Zipp : Recommendations for the standardization of lead positions in surface electromyography. *Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 50:41–54, 1982.

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

Table des figures

2.1 Relation entre la vitesse de balle au service et le nombre de retours de service réussis . . . 5
2.2 Vitesse de balle moyenne des 20 meilleurs serveurs en Grands Chelems depuis 2002 . . . 5
2.3 Phases du service . . . 6
2.4 Évolution des vitesses linéaires articulaires au cours du service . . . 9
2.5 Évolution des vitesses linéaires et angulaires segmentaires au cours du service . . . 9
2.6 Services en conditions normale et limitée . . . 14
2.7 Évolution des forces articulaires à l'épaule au cours du service . . . 16
2.8 Évolution des forces articulaires au coude au cours du service . . . 16
2.9 Évolution des moments articulaires à l'épaule au cours du service . . . 17
2.10 Évolution des moments articulaires au coude au cours du service . . . 17
2.11 Les 4 étapes de recherche nécessaires à la prévention des blessures . . . 20
2.12 Résumé des approches méthodologiques de prévention des blessures . . . 21
2.13 Conflit postérieur de l'épaule . . . 22
2.14 Blessure du ligament croisé antérieur du genou . . . 24
2.15 Mécanisme de SLAP lésion . . . 32
2.16 Conflit postérieur du coude . . . 34
2.17 Localisations des blessures du poignet rencontrées chez les joueurs de tennis . . . 36
2.18 Modèle explicatif des causes multifactorielles de blessures sportives . . . 38
2.19 Modélisation du mécanisme d'apparition de la blessure chronique au tennis . . . 38
2.20 Les trois grands types de contraintes articulaires . . . 41
2.21 L'armé : phase critique du service . . . 42
2.22 Exemples de préparation du service . . . 45
2.23 Transfert d'énergie et chaîne cinématique . . . 46
2.24 Modification de l'amplitude de rotation de l'épaule . . . 47

3.1 Schéma récapitulatif des études menées lors de ce travail de thèse . . . 54

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

4.1 Schéma récapitulatif de l'étude 1 55
4.2 Modèle de placement des marqueurs 59
4.3 Placement des marqueurs sur le joueur et la raquette 60
4.4 Représentation schématique de la situation expérimentale sur le terrain de tennis 60
4.5 Joueurs au service au cours de l'expérimentation 61
4.6 Événements-clé et phases temporelles du service 62
4.7 Axes de la raquette 63
4.8 Rotation antéropostérieure du tronc de type "épaule par-dessus épaule" 69
4.9 Relations entre les forces de réaction du sol et le moment cinétique du tronc . 72
4.10 Remontée de la jambe arrière lors de la réception du service au sol : "arabesque" 72
4.11 Moment cinétique du tronc autour de l'axe antéropostérieur 73

5.1 Schéma récapitulatif de l'étude 2 75
5.2 Contraintes articulaires à l'épaule, au coude et au poignet 79
5.3 Évènements-clé et phases temporelles du service 80
5.4 Localisation anatomique des blessures rapportées dans l'étude 2 84

6.1 Schéma récapitulatif de l'étude 3 91
6.2 Hyperangulation de l'épaule 92
6.3 Représentation des rotations du tronc 94
6.4 Représentation schématique de la différence de timing entre adduction horizontale et rotation externe de l'épaule au cours du service 95
6.5 Représentation de la rotation externe et de l'adduction horizontale de l'épaule . 95
6.6 Comparaison des forces articulaires entre joueurs "sains" et blessés 101
6.7 Comparaison des moments articulaires entre joueurs "sains" et blessés 102
6.8 Comparaison des timings d'apparition des vitesses angulaires maximales au cours du service 103
6.9 Exemples d'hyperangulation de l'épaule 105
6.10 Absence d'hyperangulation 105
6.11 Angle entre les hanches et la ligne de fond de court mesuré lors du service . . . 106
6.12 Comparaison de la rotation des hanches entre joueurs "sains" et blessés 107
6.13 Ouverture prématurée des hanches 108
6.14 Orientation des hanches et hyperangulation 108

7.1 Schéma récapitulatif de l'étude 4 109
7.2 Événements-clé et phases temporelles du service 111
7.3 Débits moyens d'énergie transférée par les forces (JFP) et les moments articulaires (STP) 116
7.4 Débits moyens d'énergie générée - absorbée par les moments articulaires (JTP) 118

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

8.1 Schéma récapitulatif de l'étude 5 123
8.2 Joueurs professionnels en situation extrême de fatigue 124
8.3 Joueurs en plein match au TC Bruz 126
8.4 Placement et orientation des électrodes de surface 127
8.5 Joueurs au service lors des captures de mouvement en laboratoire 129
8.6 Représentation schématique du protocole expérimental 130
8.7 Amplitudes de rotation de l'épaule 131
8.8 Technique de stabilisation de la scapula 132
8.9 Évolution de la RPE au cours du match 133
8.10 Évolution des vitesses angulaires au cours du match 135

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

Liste des tableaux

2.1 Vitesses linéaires résultantes maximales 8
2.2 Vitesses angulaires maximales aux articulations au cours du service 10
2.3 Contributions des rotations à la vitesse de la raquette 12
2.4 Activité des muscles du membre supérieur lors du service au tennis 19
2.5 Gravité de la blessure et durée d'arrêt 26
2.6 Top 10 des sports traumatisants 27
2.7 Blessures chez les joueurs professionnels 29
2.8 Blessures chez les joueurs amateurs 30
2.9 Blessures du coude chez les joueurs amateurs 35
2.10 Contraintes articulaires lors du service 43

4.1 Caractéristiques de la population de l'étude 1 57
4.2 Repères anatomiques pour le placement des marqueurs sur le corps du joueur . 58
4.3 Repères pour le placement des marqueurs sur la raquette 59
4.4 Paramètres des raquettes utilisées dans l'étude 1 64
4.5 Corrélations des moments cinétiques segmentaires autour de l'axe transverse et vitesse de balle 66
4.6 Corrélations des moments cinétiques segmentaires autour de l'axe antéropostérieur et vitesse de balle 67

5.1 Caractéristiques des joueurs professionnels de l'étude 2 77
5.2 Caractéristiques des joueurs amateurs de l'étude 2 78
5.3 Valeurs maximales de contraintes articulaires de l'étude 2 82
5.4 Valeurs d'efficience chez les professionnels et les amateurs 83
5.5 Résultats de blessures de l'étude 2 84

6.1 Comparaison des caractéristiques des raquettes entre les joueurs "blessés" et "sains" 96
6.2 Caractéristiques des joueurs blessés 97
6.3 Caractéristiques des joueurs "sains" 98

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

6.4 Corrélations entre variables temporelles, vitesse de balle et contraintes articulaires 100
6.5 Comparaison des différences de timings entre joueurs "sains" et blessés 102

7.1 Résumé des relations entre les variables issues de la "joint power analysis" et le transfert de l'énergie, d'après Robertson et Winter (1980) 113
7.2 Débits moyens d'énergie qui sort ou entre dans les segments (SP) au cours des différentes phases de service 119
7.3 Corrélations entre le transfert d'énergie, la vitesse de balle et les contraintes articulaires 120

8.1 Caractéristiques de la population de l'étude 5. 125
8.2 Paramètres des raquettes de l'étude 5 126
8.3 Placement et orientation des électrodes de surface 128
8.4 Comparaison des MPF obtenues pour chaque muscle lors des CMVI avant et après le match 133
8.5 Évolution de la vitesse de balle et de la hauteur d'impact au cours du match . 134
8.6 Hyperangulation de l'épaule au cours du match 135
8.7 Évolution des valeurs maximales de contraintes articulaires au cours du match . 136
8.8 Évolution des amplitudes de rotation de l'épaule au cours du match 137
8.9 Synthèse des résultats obtenus 137

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

Chapitre 10

Valorisation scientifique

10.1 Publications liées à la thèse

Articles internationaux dans des revues indexées :

- C. Martin, R. Kulpa, M. Ropars, P. Delamarche, B. Bideau. Identification of temporal pathomechanical factors during the tennis serve. Medicine and Science in Sports and Exercise. Sous presse, 2013.
- C. Martin, B. Bideau, M. Ropars, P. Delamarche, R. Kulpa. Upper limb joint kinetic analysis during the tennis serve : assessment of competitive level on efficiency and injury risks. Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports. 2013. doi : 10.1111/sms.12043
- C. Martin, R. Kulpa, P. Delamarche, B. Bideau. Professional tennis players serve : correlation between segmental angular momentums and ball velocity. Sports Biomechanics, Special Issue : Tennis and Biomechanics, 12(1) :2-14, 2013.

Congrès Internationaux :

- C. Martin. Identification of risk factors of the tennis serve in expert players, 13th STMS World Congress of Tennis Medicine, 21 Ű 23 février 2013, Buenos Aires, Argentine (oral)
- C. Martin, R. Kulpa, B. Bideau, P. Delamarche. Joint kinetic comparison of the tennis serve among various competitive levels, 20th International Congress on Sports Sciences for Students, Budapest, Hongrie, 26-28 avril 2012 (oral). Prix spécial du jury.
- C. Martin, R. Kulpa, B. Bideau. Upper limb joint loading of the tennis serve at different ages, International Tennis Federation Worldwide Coaches Conference, Port Ghalib, Egypte, 20-24 novembre 2011 (poster).

Articles nationaux dans des revues professionnelles non indexées :

- C. Martin. Lien entre les rotations des segments du corps vers l'avant et la vitesse de balle au service chez des joueurs de haut niveau. Technique et pédagogie, La lettre du club fédéral des enseignants professionnels n°77, 6-9, Fédération Française de Tennis, 2012.

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

10.2 Autres publications

Articles internationaux dans des revues indexées :

– C. Martin, B. Bideau, G. Nicolas, P. Delamarche, R. Kulpa. How does the tennis serve technique influence the serve-and-volley ? Journal of Sports Sciences, 30(1), 1149-56, 2012.
– C. Martin, D. Thévenet, H. Zouhal, Y. Mornet, R. Delès, T. Crestel, A. Ben Abderrahaman, J. Prioux. Effects of playing surface (hard and clay courts) on heart rate and blood lactate during tennis matches played by high level players. Journal of Strength and Conditioning Research, 25(1), 163-70, 2011.

Articles internationaux dans des revues non indexées :

– C. Martin, J. Prioux. Physiological aspects of competitive tennis : a review of the recent literature. Medicine and Science in Tennis, 16(3), 2011.

Articles nationaux dans des revues professionnelles non indexées :

– C. Martin. L'impact biomécanique de la technique de service sur l'enchaînement service - volée. Technique et pédagogie, La lettre du club fédéral des enseignants professionnels n ° 62, 6, Fédération Française de Tennis, 2010.

Articles d'ouvrage :

– C. Martin, H. Zouhal, Y. Mornet, R. Delès, T. Crestel, J. Prioux. Effets de la surface de jeu (Terre battue/Résine) sur l'évolution de la fréquence cardiaque et de la lactatémie lors d'un match de tennis chez des joueurs de seconde série, Regards croisés sur le tennis, Le Tennis dans la société de demain, AFRAPS, Montpellier, 2009.

Congrès Internationaux :

– C. Martin, B. Bideau, G. Nicolas, R. Kulpa. Influence de la technique de service sur l'enchaînement service-volée au tennis, Congrès de l'ACAPS, Rennes, octobre 2011 (oral).
– C. Martin. Effets de la surface de jeu (Terre battue/Résine) sur l'évolution de la fréquence cardiaque et de la lactatémie lors d'un match de tennis chez des joueurs de seconde série, Le Tennis dans la société de demain, Colloque International, Dijon, 2008 (oral).
– C. Martin. Biomechanical influence of the service technique on serve and volley in tennis, 18th International Tennis Federation Worldwide Coaches Conference, Valencia, Spain, 2009 (oral).

Congrès Nationaux :

– C. Martin. La biomécanique au service de l'enseignant, Festival Tennis hier, aujourd'hui, demain - Regards croisés, Dinard, avril 2010 (oral).

10.3 Prix

– Bourse "Pour les femmes et la science" L'Oréal - UNESCO - Académie des Sciences (obtenue le 08 octobre 2012)
– Bourse de recherche de la Society of Tennis Medicine and Science (obtenue en juin 2013)
– Prix spécial du jury au 20ème Congrès International de Sciences du Sport pour les étudiants à Budapest (obtenu en avril 2012)

Martin, Caroline. Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur - 2013

Analyse biomécanique du service au tennis : liens avec la performance et les pathologies du membre supérieur

Résumé

Les joueurs de tennis sont confrontés à un problème fondamental : comment améliorer la vitesse de leur service tout en limitant le plus possible les risques de pathologies chroniques ? L'objectif de ce travail est d'analyser, d'identifier et de comprendre les facteurs biomécaniques responsables de l'amélioration de la performance et de l'apparition des blessures articulaires chroniques lors de la réalisation du service au tennis. A partir de captures de mouvement en 3D chez des joueurs professionnels, la première étude s'attache à analyser les relations entre les valeurs de moments cinétiques segmentaires et la vitesse de balle au service. Grâce à une approche combinant captures de mouvement en laboratoire et suivi épidémiologique, la seconde étude explore l'influence du niveau d'expertise sur les contraintes articulaires du membre supérieur lors de la réalisation du service et sur l'apparition de blessures articulaires chroniques. La troisième étude identifie des facteurs "pathomécaniques" du service en comparant les mouvements de joueurs "sains" avec ceux de joueurs "blessés". La quatrième étude s'intéresse aux relations pouvant exister entre la vitesse de balle, les contraintes articulaires et le transfert de l'énergie mécanique lors du service. Enfin, la dernière étude porte sur l'influence de la fatigue musculaire sur la biomécanique, les risques de blessures et la performance du service lors d'un match de tennis prolongé. L'ensemble de ce travail démontre qu'il est à la fois possible d'améliorer la performance sportive et de limiter les risques de blessures grâce à la réalisation d'un geste de service "juste" sur le plan biomécanique.

Mots clés : biomécanique, tennis, service, performance, pathologies, membre supérieur.

Biomechanical analysis of the tennis serve : relationships with performance and upper limb injuries

Abstract

Tennis players are confronted with a crucial problem : how being more efficient by increasing serve's ball velocity and limiting risks of overuse injuries ? The aim of this work is to analyze, identify and understand the biomechanical determinants of the tennis serve responsible for the performance's enhancement and the arrival of overuse upper limb joint injuries. From motion captures in professional tennis players, the first study aims to analyze the relationships between segmental angular momentum values and serve's ball velocity. By coupling motion capture with a prospective registration of injuries, the second study investigates the influence of two different levels of expertise on upper limb joint kinetics during the tennis serve and on the occurrence of overuse upper limb joint injuries. The third study aims to identify pathomechanical factors during the tennis serve by comparing injured and non-injured tennis players. The purpose of the fourth study is to investigate the relationships between the mechanical energy flow, the ball velocity and the peaks of upper limb joint kinetics. Finally, the last study evaluates the effects of muscular fatigue on serve biomechanics, upper limb injury risks and serve performance during a prolonged tennis match. These works imply that using proper mechanics during the tennis serve can enhance serve performance and possibly decrease injury risks.

Keywords : biomechanics, tennis, serve, performance, injuries, upper limbs.