

**ÉTUDE DU PATRON DE COORDINATION DES ROTATIONS DU BASSIN ET DES
ÉPAULES LORS DE LA MARCHÉ SUR PLACE ET EN ABSENCE DE VISION**

KIM VAN NGUYEN

Thèse soumise à l'Université d'Ottawa
dans le cadre des exigences du programme
Maîtrise ès Sciences en Sciences Interdisciplinaires de la Santé

École des Sciences Interdisciplinaires de la Santé
Faculté des Sciences de la Santé
Université d'Ottawa

© Kim Van Nguyen, Ottawa, Canada, 2022

Abrégé

Il existe actuellement aucune étude ayant regardé le patron de coordination de mouvement des rotations du bassin et des épaules lors de la marche sur place et en absence de vision (test de Fukuda). Cette étude descriptive vise à répondre à cette question. Les données analysées proviennent d'une collecte de données antérieure (Groster et al., 2021) qui incluait 14 jeunes adultes en bonne santé (moyenne = 22 ans). Un système 3D de caméras infrarouges capturaient leurs mouvements au niveau des épaules et du bassin pendant qu'ils faisaient leurs 5 essais du test de Fukuda. Les résultats ont démontré que : 1) tous les participants avaient une rotation horizontale des épaules ou du bassin durant le test, 2) les mouvements de rotation au niveau du bassin étaient principalement opposés à la jambe en appui lors de chaque pas, et 3) trois patrons de coordination de mouvement ont été observé : mouvement synchrone épaule-bassin (patron dominant), mouvement asynchrone et absence de mouvement de bassin. Ces nouveaux patrons de coordination serviront de base de données pour les études ultérieures sur ce sujet.

Abstract

There is currently no study looking at the movement coordination pattern of pelvis and shoulder rotations when walking in place and in the absence of vision (Fukuda test). This descriptive study aims to answer this question. The data analyzed comes from an earlier data collection (Groster et al., 2021) that included 14 healthy young adults (mean = 22 years). A 3D system of infrared cameras captured their movements in the shoulders and pelvis as they completed their 5 trials of the Fukuda test. The results showed that: 1) all participants had

horizontal shoulder or pelvic rotation during the test, 2) pelvic rotational movements were primarily opposed to the supporting leg during each step, and 3) three movement coordination patterns were observed: synchronous shoulder-pelvis movement (dominant pattern), asynchronous movement and absence of pelvic movement. These new coordination patterns will serve as a database for subsequent studies on this subject.

Remerciements

Dans un contexte spécial de la pandémie de la Covid-19 depuis ces deux dernières années, j'aimerais prendre le temps de remercier toutes les personnes qui m'ont aidée dans la rédaction de ma thèse.

Tout d'abord, j'aimerais adresser mes plus sincères remerciements à ma superviseure Dre Nicole Paquet pour sa patience, sa disponibilité, son soutien constant ainsi que sa rigueur scientifique. Votre passion pour la recherche, votre habileté à vulgariser l'information ainsi que vos commentaires éclairants et toujours constructifs m'ont aidé à structurer ma thèse afin que la lecture en soit logique et fluide. Je vous remercie aussi pour votre écoute active, vos encouragements et vos nombreuses suggestions dans les moments de confinement forcé, où l'équilibre familial et les études étaient plutôt difficiles.

Je tiens également à remercier Dr Yves Lajoie, Dr Martin Bilodeau et Dre Annie Robitaille qui ont accepté de faire partie du comité pour ma thèse. De plus, ils ont également contribué par leurs nombreuses et précieuses remarques et suggestions à améliorer la qualité de cette réflexion, et je leur en suis très reconnaissante.

Enfin, j'aimerais remercier mon mari qui m'a supportée et encouragée pendant tout ce temps et qui a pris soin de nos enfants lorsque j'étais indisponible.

Table des matières

Abrégé	ii
Remerciements	iv
Liste de tableau	viii
Liste des figures.....	viii
Introduction.....	1
Revue de la littérature	4
1.0 La marche.....	4
1.1 Terminologie et définitions.....	4
1.2 Le cycle de marche ou patron de marche	5
1.3 Les plans anatomiques.....	7
1.4 L’analyse du patron de marche	8
1.5 Le mouvement du bassin et du tronc lors de la marche.....	9
1.6 La relation entre les mouvements du bassin et du tronc lors de la marche	10
2.0 Le test de Fukuda ou “ <i>Stepping test</i> ” en clinique.....	13
2.1 Le “ <i>Stepping test</i> ” en recherche	15
2.1.1 Les principales phases de la marche sur place	15
2.2 La relation entre la rotation de tête et des épaules.....	16
2.3 L’implication des muscles du cou	17

2.4 L'impact de la cadence et de la hauteur du pas	17
2.5 L'impact d'une tâche cognitive concurrente	18
Étude du patron de coordination des rotation du bassin et des épaules lors de la marche sur place en absence de vision	20
1.0 But de l'étude.....	20
1.1 Questions de recherche.....	20
2.0 Hypothèses	21
3.0 Méthodologie	21
3.1 Participants.....	22
3.2 Procédures	23
3.3 Équipement et collecte de données	24
3.4 Analyse des données.....	25
3.4.1 Déterminer l'amplitude des rotations des épaules ou du bassin.....	26
3.4.2 Déterminer l'amplitude de rotation des épaules et du bassin d'un pas à l'autre en alternance.....	26
3.4.3 Convention des signes	27
3.4.4 Déterminer la direction des rotation par rapport au pied d'appui.....	28
3.4.5 Déterminer le patron de coordination des mouvement de rotation qui existe entre l'épaule et le bassin	28
4.0 Calcul des données	29

4.1 Angle de rotation du segment épaule	29
4.2 Angle de rotation du segment bassin.....	30
4.3 Amplitude de rotation de l'épaule	30
4.4 Amplitude de rotation du bassin	31
4.5 Moyenne des amplitudes de rotation des épaules et du bassin	31
4.6 Moyenne des moyennes des amplitudes de rotation des épaules et du bassin.....	32
5.0 Résultats.....	32
5.1 Existence d'une rotation du segment épaule et du segment bassin dans le plan horizontal.....	32
5.2 Amplitude de rotations d'un pas à l'autre en alternance.....	33
5.3 Direction des rotations par rapport au pied d'appui	33
5.4 Patron de coordination des mouvements de rotation qui existe entre l'épaule et le bassin.....	34
6.0. Discussion.....	37
Limites de l'études et conclusion	43
Bibliographie	46

Liste des tableaux

Tableau 1: Caractéristiques principales des participants	32
Tableau 2: Moyenne pour 4 essais pour l'amplitude de rotation de l'épaule et du bassin, hauteur du pas et cadence	33

Liste des figures

Figure 1: Le cycle de marche.....	6
Figure 2: Plans anatomiques du corps humain	8
Figure 3: Mouvement synchrone et asynchrone du bassin et des épaules pendant la marche.....	10
Figure 4: Test de Fukuda	14
Figure 5: Les 3 éléments calculés à la fin du test de Fukuda dans le plan horizontal	14
Figure 6: Convention des signes dans le plan cartésien.....	27
Figure 7: Calcul de l'angle de rotation du segment épaule.....	30
Figure 8: Exemple d'un essai du participant P9. Angle de l'épaule et du bassin à chaque pas....	35
Figure 9: Exemple d'un essai du participant P13. Angle de l'épaule et du bassin à chaque pas..	36
Figure 10: Exemple d'un essai du participant P12. Angle de l'épaule et du bassin à chaque pas	36

Chapitre I

Introduction

Cette thèse a été écrite dans le contexte de la pandémie de la Covid-19. Elle reprend les données d'une étude antérieure effectuée par Jessica Grostern dans le cadre de sa maîtrise en science de l'activité physique en 2017-19, afin de répondre à la question de recherche suivante : d'étudier le patron de coordination des rotations horizontales du bassin et des épaules lors de la marche sur place sans vision de 50 pas (test de Fukuda) chez les adultes en bonne santé. Des calculs sur les données brutes (provenant de l'étude antérieure) ont ensuite été effectués pour obtenir des valeurs qui correspondent au sens de rotation du bassin et des épaules chez chaque participant. C'est en comparant ces différences entre les personnes qu'il est ainsi possible de déterminer le patron de coordination final et d'en faire la description. Cette étude rapporte donc ces patrons de façon descriptive.

La marche est une activité importante chez l'humain, car elle lui permet de se déplacer quotidiennement d'un endroit à l'autre. Tout comme d'autres activités tels la communication, l'alimentation ou le sommeil, la marche a été étudiée par de nombreux chercheurs depuis plus d'un demi-siècle (Saunders et al., 1953; Ducroquet et al., 1965; Sutherland et al., 1980; Inman et al., 1981; Cappozzo, 1982; Perry, 1992; Bruijn et al., 2013). Une meilleure compréhension de cette dernière peut influencer et même améliorer l'impact qu'elle présente sur les activités de la vie quotidienne chez les humains en bonne santé tout comme chez les patients (Crosbie et al., 1997; Gracovetsky, 1985; Huang et al., 2010; C. J.C. Lamoth et al., 2002; Bruijn et al., 2013; Leardini et al., 2013; Prins et al., 2019; Sartor et al., 1999; Stokes et al., 1989; Taylor et al., 1999; van den Hoorn et al., 2012; Vogt et al., 2002; Whittle & Levine, 1999). À cet effet, les

chercheurs ont étudié la marche sous tous ses aspects. Initialement, ils ont observé et décrit chaque étape de la marche en leur attribuant un vocabulaire détaillé (Sutherland et al., 1980; Inman et al., 1981; Cappozzo, 1982; Perry, 1992; Oberg et al., 1994; Sartor et al., 1999). Ils ont regardé les différents segments du corps et ont cherché à connaître les liens qui les unissaient pendant la marche (Saunders et al., 1953; Ducroquet et al., 1965; Cappozzo, 1981; Stokes et al., 1989; Lamoth et al., 2002; Lamoth et al., 2006; Bruijn et al., 2013). À partir de ces observations, ils ont élaboré des théories afin de mieux comprendre la biomécanique corporelle et/ ou les facteurs internes et externes impliqués dans le patron de marche (Saunders et al., 1953; Ducroquet et al., 1965; Cappozzo, 1981; Thorstensson et al., 1982; Thorstensson et al., 1984; Stokes et al., 1989; Krebs et al., 1992; Crosbie et al., 1997; Lamoth et al., 2002; Wu et al., 2002; Wu et al., 2004; Lamoth et al., 2006; Bruijn et al., 2013). En ayant une meilleure compréhension du phénomène, ils ont pu appliquer les nouvelles connaissances et comparer leurs résultats avec des individus aux prises avec des troubles locomoteurs. Ces découvertes ont donc aidé les patients présentant différentes difficultés à la marche, comme par exemple suite à un accident cérébro-vasculaire (AVC), à recevoir des soins et des traitements plus adaptés à leurs conditions, favorisant leur autonomie et améliorant ainsi leur qualité de vie.

Pour obtenir les résultats désirés, la plupart des études portant sur les caractéristiques du patron de marche ont opté d'observer la marche sur tapis roulant ou encore dans un couloir dédié à cette fin. Toutefois, certains auteurs ont utilisé une méthodologie différente. Cette méthode consistait à faire de la marche sur place (Okuzumi, Tanaka, Haishi, & Sasaki, 1995; Okuzumi, Tanaka, & Kaishi, 1997). En raison de la similitude au niveau de la mécanique corporelle impliquée (par exemple : le fait de lever une jambe en alternance, le fait de maintenir l'équilibre et la stabilité du tronc lorsqu'une jambe est levée) lors de la marche sur place, ces auteurs ont

voulu connaître davantage sur cette activité. Des similitudes ou différences entre les caractéristiques trouvées lors de la marche et de la marche sur place ont aussi été mis en évidence.

Dans la littérature, il existe un test appelé « *Stepping test* » ou « *Fukuda test* » qui est essentiellement un test de marche sur place avec les yeux fermés (Grommes and Conway, 2011; Tusa, 2014). Ce test est utilisé en clinique comme un test de dépistage chez les personnes soupçonnées d'atteintes vestibulaires. Il est aussi utilisé en recherche chez les gens en bonne santé afin d'étudier ses différentes caractéristiques et, tout comme pour la marche, essayer d'en décrire des patrons de mouvement « normaux ». Cependant, contrairement à l'activité de la marche, qui est très bien documentée dans la littérature, le patron (ou les différentes composantes) de la marche sur place a très peu été étudié. Il serait donc pertinent d'approfondir nos connaissances sur ce sujet. Tout comme pour la marche, une meilleure compréhension de la biomécanique ou du patron « normal » de la marche sur place servira aux recherches futures et chercheurs de développer des outils de recherche clinique.

Chapitre II

Revue de la littérature

1.0 La marche

La marche est une activité locomotrice humaine nécessitant peu d'effort physique. Chaque segment corporel impliqué lors de cette activité est analysé et décrit de façon détaillée dans ce qui est appelé le cycle de marche. La marche en tant que telle est donc constituée d'une succession de plusieurs cycles de marche à répétition.

1.1 Terminologie et définitions

L'analyse du cycle de marche peut être classifiée en deux catégories : l'analyse cinématique ou cinétique.

- **L'analyse cinématique** consiste à décrire les mouvements du corps dans son ensemble, ou à décrire les relations qui existent entre chaque segment corporel à un moment précis dans le temps. Elle peut être décrite de manière quantitative ou qualitative (O'Sullivan & Schimtz, 2000).
 - L'analyse cinématique qualitative décrit les patrons de mouvement, les déviations / écarts par rapport aux postures normales du corps (ou aux angles des articulations) à des moments précis durant le cycle de la marche. Cette méthode nécessite généralement peu de temps et peu d'équipement. C'est aussi la méthode la plus utilisée en milieu clinique.
 - L'analyse cinématique quantitative est utilisée lorsque l'on veut obtenir de l'information sur le temps, la distance de marche ou lorsqu'un patron de

mouvement spécifique (d'un ou de plusieurs segments corporels) est étudié.

Les résultats obtenus sont beaucoup plus précis, mais cette méthode requiert la plupart du temps des systèmes électroniques dispendieux. Elle peut être utilisée en clinique comme en recherche.

- **L'analyse cinétique** consiste à regarder les différentes forces impliquées lors de la marche. Les forces communément étudiées sont : les forces de réaction du sol, le centre de masse, le centre de pression, l'énergie cinétique du mouvement. Cette méthode nécessite une instrumentation complexe et très dispendieuse. Elle était principalement utilisée à des fins de recherche, mais commence à faire son apparition en clinique (O'Sullivan & Schimtz, 2000).

Dans le cadre de cette étude, la description et l'analyse du cycle des pas lors du test de Fukuda a été faite de manière quantitative à l'aide d'un système d'analyse du mouvement en trois dimensions.

1.2 Le cycle de marche ou patron de marche

Le patron de marche est composé principalement de deux phases : la phase d'appui et la phase d'oscillation. À l'intérieur de chaque phase, différents segments corporels (tête, cou, épaules, tronc / colonne vertébrale, bras, bassin, genoux, pieds, orteils) sont analysés afin de mieux comprendre le rôle de chacun et leur implication lors de la marche.

- **La phase d'appui** : la phase d'appui constitue 60% du cycle total de la marche (Azulay et al., 2005). Lors de cette phase, le pied est en contact en partie ou en totalité avec le sol. La phase d'appui comporte plusieurs sous-divisions ou sous-étapes :

1. L'attaque du talon au sol : Elle constitue le premier moment de la phase d'appui.
C'est le moment où seul le talon est en contact avec le sol.
 2. Le pied à plat : Durant ce temps, tout le pied au complet est en contact avec le sol.
 3. Mi-appui : Tout le poids de la personne se trouve sur la jambe en appui avec le pied à plat. À cette étape, la jambe opposée se prépare à décoller du sol.
 4. Décollement des orteils : À cette étape, le pied fait un mouvement de balancier, transférant le poids du talon vers les orteils, et se prépare au décollage du sol. C'est l'étape juste avant la phase d'oscillation.
- **La phase d'oscillation** : à l'opposé de la phase d'appui, la phase d'oscillation est la phase dans laquelle la jambe est levée dans les airs, oscillant de l'arrière vers l'avant pour permettre au corps d'avancer et de se préparer à faire un nouveau pas. Cette phase compte pour 40% du cycle de marche (Figure 1).

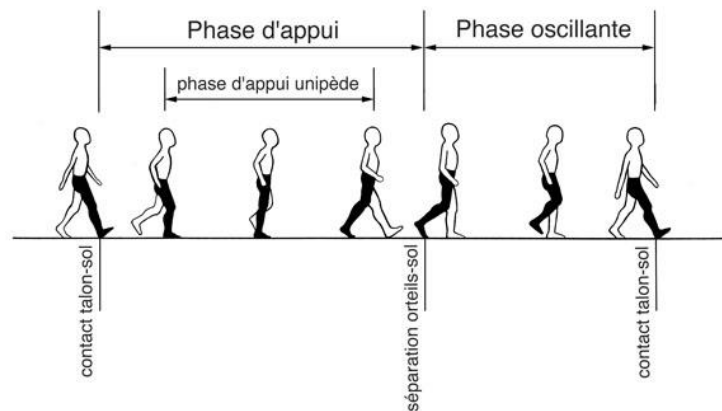


Figure 1. Le cycle de marche. Image tirée de <https://allomonpied.wordpress.com/la-marche-2/>

1.3 Les plans anatomiques

Les descriptions phasiques ou cyclique de la marche sont toujours décrites dans l'un des trois plans de référence anatomiques suivants : le plan frontal (ou coronal), le plan sagittal (ou médian), et le plan transverse (ou horizontal) (Figure 2).

- **Le plan frontal ou coronal** : C'est le plan dans lequel la personne est vue de face.

Lors de la description de la marche, les observations suivantes peuvent être notées :

- inclinaison du tronc, des épaules ou de la tête vers la gauche ou vers la droite;
- élévation du bassin d'un côté ou dépression du bassin de l'autre côté;
- élongation du tronc d'un côté ou raccourcissement de l'autre;
- élévation ou dépression d'une ou des deux épaules.

- **Le plan sagittal ou médian** : C'est le plan qui divise la personne en une moitié gauche et une moitié droite. Dans ce plan, on note fréquemment :

- une inclinaison du tronc vers l'avant ou vers l'arrière;
- un mouvement pendulaire des bras;
- une oscillation de la jambe de l'arrière vers l'avant;
- une bascule antérieure (vers l'avant) ou postérieure (vers l'arrière) du bassin.

- **Le plan horizontal ou transverse**: C'est le plan qui divise la personne en partie supérieure (la tête) de la partie inférieure (les pieds). Peuvent être observé dans ce plan : la rotation de la tête, des épaules ou du bassin vers la gauche ou vers la droite; ainsi que la rotation du tronc.

Pour la présente étude, les rotations horizontales des épaules et du bassin sont étudiées.

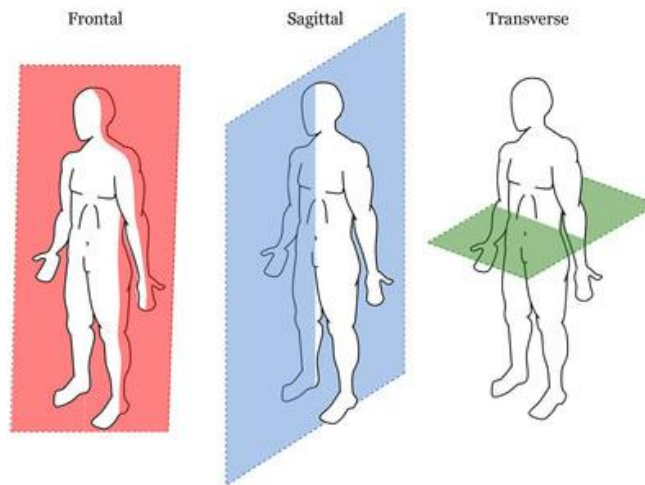


Figure 2. Plans anatomiques du corps humain. Tiré de <https://app.emaze.com/@AORZCTCLO#5>

1.4 L'analyse du patron de marche

L'une des pionnières dans l'analyse du mouvement normal et anormal de la marche fut la Dre Jacquelin Perry (Perry, 1992). Ses observations cliniques et description du patron de marche ont inspirés de nombreux auteurs à poursuivre dans sa lignée, notamment celle sur la description et les caractéristiques des mouvements du membre inférieur lors de la marche (Sutherland et al., 1980; Inman et al., 1981; Cappozzo, 1982; Perry, 1992; Oberg et al., 1994; Sartor et al., 1999). Des travaux de Perry, il faut noter sa description (qualitative) des terminologies très claires du patron de marche, qui ont conduit à mettre l'accent sur la biomécanique dans le plan sagittal, plus particulièrement du lien qui existait entre la position du talon, de la cheville et de l'avant-pied lors du contact du pied au sol (Perry, 1992).

1.5 Le mouvement du bassin et du tronc lors de la marche

En 1965, Ducroquet et ses collègues, quant à eux, décrivirent l'importance de la rotation du bassin dans le plan transverse (ou plan horizontal), et de son impact avec la rotation du tronc lors de la marche à vitesse rapide (Ducroquet et al., 1965). Ces derniers mettaient l'emphasis sur le fait que la rotation du bassin devait être compensée par une rotation opposée des épaules lorsque la vitesse de marche augmentait (Ducroquet et al., 1965; Saunders et al., 1953). Lorsque ce mécanisme « d'opposition rotatoire des épaules » faisait défaut, une démarche dite « pathologique » s'en suivait. Chez les personnes en santé, le tronc et le bassin tendent à tourner au même moment et dans la même direction à une vitesse de marche dite « normale ». Par exemple, lorsqu'une personne avance d'un pas, le bassin et le tronc tournent les deux dans le même sens, soit à gauche ou à droite. On dit alors qu'ils sont « synchrones » ou « en phase » (Lamoth et al., 2002; Lamoth et al., 2006; Wu et al., 2002; Wu et al., 2004). À l'opposé, lorsque la vitesse de marche augmente, ces deux segments vont tourner dans les directions opposées. (Figure 3). L'on parle ici de phase « asynchrone » ou « contre-rotation » (Lamoth et al., 2002; Lamoth et al., 2006; Wu et al., 2002; Wu et al., 2004), et il a été démontré dans la littérature que cette « contre-rotation » se produit lorsque la vitesse de marche est égale ou supérieure à 3 km/hre (Cappozzo, 1981; Crosbie et al., 1997; Murray, 1967; Nottrodt et al., 1988; Stokes et al., 1989; Taylor et al., 1999; Van Emmerik and Wagenaar, 1996).

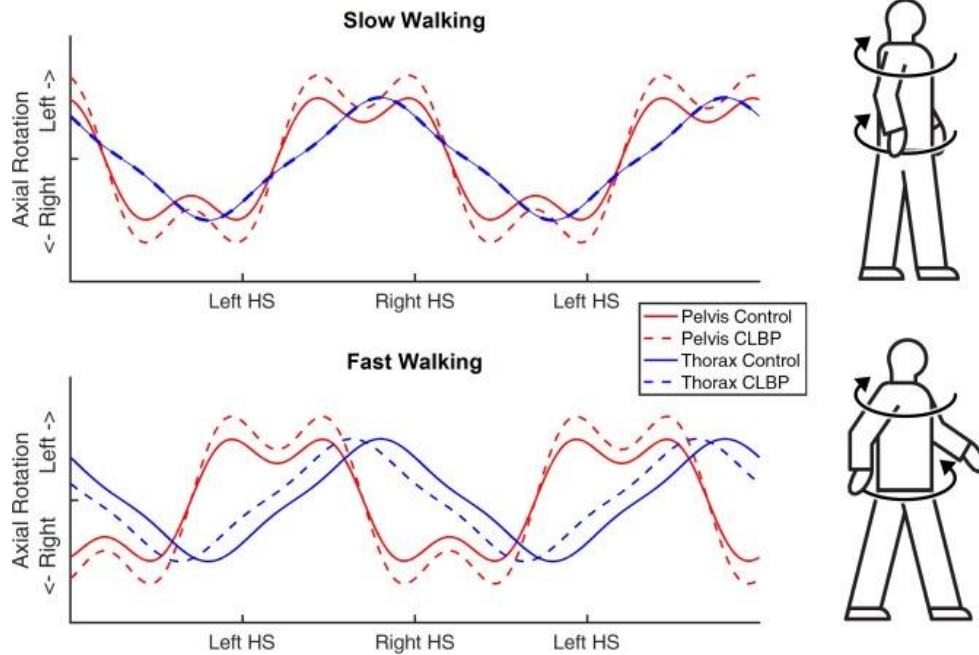


Figure 3. Mouvement synchrone et asynchrone du bassin et des épaules pendant la marche. Dans l'illustration du haut, le bassin et les épaules tendent à tourner dans le même sens lorsque la vitesse de marche est lente. C'est le mouvement dit « synchrone », tel que décrit par Ducroquet et al. en 1965. Dans l'illustration du bas, le bassin et les épaules tournent dans des directions opposées lorsque la vitesse de marche est rapide. C'est le mouvement appelé « asynchrone ». Tiré de Prins et al., 2019.

1.6 La relation entre les mouvements du bassin et du tronc lors de la marche

L'importance de la biomécanique du tronc a aussi suscité beaucoup de débats dans l'analyse du patron de marche. Certains chercheurs ont observé que peu de mouvement était présent (Chapman and Kurokawa, 1969; Thorstensson et al., 1984; Krebs et al., 1992; Crosbie et al., 1997), alors que d'autres prétendaient le contraire. Malgré leurs divergences d'opinions et de résultats, tous s'entendaient pour dire que le mouvement du tronc dans le plan horizontal présentait une séquence répétitive lors de la marche (Thorstensson et al, 1982; Thorstensson et al., 1984; Krebs et al., 1992; Crosbie et al., 1997).

Avec l'arrivée de nouvelles technologies comme les systèmes d'analyse du mouvement en trois dimensions, le patron de marche a été décrit avec plus de précision. Aux descriptions qualitatives rapportées jusqu'à maintenant, s'ajoutaient des données quantitatives des différents segments étudiés. Ainsi, par exemple, les valeurs de la rotation du tronc dans le plan horizontal - qui étaient mesurées de l'ordre d'environ 9 degrés dans les années 1960 - ont été révisés et diminués de moitié (Krebs et al., 1992).

C'est grâce aux travaux du Dr Winter que la compréhension et l'analyse de tous les mouvements du corps en tant que systèmes mécaniques fut approfondie. Ce dernier fut l'un des pionniers à introduire de nombreuses méthodes et concepts importants sur la marche, le contrôle postural, et l'équilibre en combinant l'analyse cinématique et cinétique, tels que la capture du mouvement par caméras, la mesure de l'énergie des segments corporels, les moments de forces articulaires et l'analyse des électromyogrammes. Lorsque l'on marche, le corps est constamment déplacé vers l'avant ce qui fait que le centre de gravité est toujours situé en-dehors de la base de support. Cette situation nous met dans un constant état de déséquilibre et les critères d'équilibre sont radicalement modifiés. L'objectif est maintenant de déplacer le corps hors de la base de support tout en évitant de tomber. Pour y arriver, l'activation de certains groupes musculaires principaux (fléchisseurs plantaires et dorsaux de la cheville, soléaires, gastrocnémiens, abducteurs de la hanche) et/ou d'articulations (hanche, tête, bras et tronc) sont requis. Il a été trouvé que l'articulation de la hanche jouait un rôle dominant par rapport à celle de la cheville, car c'est autour de cette articulation que les segments de la tête-bras-tronc (HAT) y sont attachés, et que les calculs par rapport au centre de gravité y sont effectués (Winter, 1995; Winter, 2009).

De plus, grâce à la technologie, les chercheurs ont pu étudier les liens qui existaient entre les différents segments (tronc-bassin, colonne lombaire-bassin, tronc-bassin-membre inférieur,

épaule-thorax-bassin) lors de la marche chez les personnes saines ou avec atteintes pathologiques (Crosbie et al., 1997; Stokes et al., 1989; Sartor et al., 1999; Whittle and Levine, 1999; Lamothe et al., 2002; Gracovetsky, 1985; Taylor et al., 1999; Vogt et al., 2002; Lamothe et al., 2002; Bruijn et al., 2013; Begon et al., 2015; Prins et al., 2019; Hoorn et al., 2012; Huang et al., 2010).

Dans leur étude publiée en 2008, Bruijn et al., les auteurs ont regardé la coordination bassin-tronc, plus précisément la relation entre la rotation du bassin et du tronc avec les mouvements de jambes lorsque la vitesse de marche augmentait. L'étude avait été menée sur 9 jeunes hommes en bonne santé (moyenne d'âge = 22.6 ans) marchant sur tapis roulant à différentes vitesses, allant de 2 à 5.2 km/hre (pour un total de 9 vitesses différentes). Les résultats de l'analyse cinématique dans le plan horizontal ont montré que : 1) lorsque la vitesse de marche était lente, le mouvement de coordination tronc-bassin était synchrone et les rotations se situaient dans la direction opposée à la jambe d'appui (par exemple, le tronc et le bassin tournent ensemble du côté gauche lors de l'appui sur le pied droit) et 2) la coordination tronc-bassin devenait asynchrone lorsque la vitesse de marche augmentait, avec la rotation du bassin du même côté que le pied d'appui, et les épaules du côté opposé. La vitesse de marche était donc un facteur significatif jouant un rôle important dans l'amplitude des rotations du bassin et ainsi donc, dans la coordination tronc-bassin.

La relation entre les mouvements du tronc et du bassin était souvent mentionnée dans la littérature. Une altération dans ces mouvements pouvait aider le chercheur ou le clinicien à faire la distinction entre une démarche dite « normale » ou bien une démarche décrite comme étant « pathologique ».

La marche est une activité importante et essentielle chez l'humain, et elle présente un impact majeur sur sa qualité de vie au quotidien. Malheureusement, certaines personnes ne peuvent se déplacer aisément, dues à des conditions contraignantes temporaires ou permanentes. Certains auteurs ont donc essayé de regarder d'autres activités qui pourraient présenter des éléments corporels et biomécaniques similaires à la marche. La marche sur place fait partie de l'une de ces activités qui a retenu l'attention des chercheurs. Garcia et al. (2001) ont voulu comparer la marche et la marche sur place. En se basant sur le fait qu'il existerait des similitudes au niveau de la biomécanique entre ces deux activités (comme par exemple, la phase de double appui où les 2 pieds sont simultanément en contact au sol, la station unipodale, le mouvement alterné et répétitif de la levée des jambes, la vitesse d'exécution et la hauteur / longueur des pas), les auteurs ont voulu déterminer et comparer la durée de l'appui unipodal ainsi que la fréquence des pas pour chaque activité. Une différence significative ($p < 0.005$) a été notée pour la durée de l'appui unipodal - sur le même côté en appui - chez les participants. Ceci indiquerait que la marche sur place pourrait présenter des éléments qui se retrouveraient aussi lors de la marche, et susciterait plus d'attention dans de futures recherches.

À cet effet, le test de Fukuda est intéressant car il est autant utilisé en clinique qu'à des fins de recherche. D'abord développé par Fukuda comme test de dépistage chez les patients soupçonnés d'atteinte vestibulaire (Fukuda, 1959), ce test a été repris en recherche pour étudier les différents facteurs qui pourraient en biaiser les résultats.

2.0 Le test de Fukuda ou « *Stepping test* » en clinique

Dans la littérature, il existe un test appelé test de la marche sur place (« *Stepping test* »), test de Fukuda (en Amérique du Nord et au Japon), ou test d'Unterberger (en Europe) (Grommes and Conway, 2011). C'est un test d'orientation spatiale utilisé pour le dépistage de la dysfonction vestibulaire / labyrinthique périphérique unilatérale chez les patients présentant des symptômes de vertiges, des nystagmus ou ayant une démarche instable (Grommes and Conway, 2011; Herdman and Clendaniel, 2014). Lors de ce test, le patient, avec les yeux bandés, les bras à 90° de flexion et les pieds proches du corps, reçoit l'instruction de se tenir au milieu de deux cercles concentriques d'un rayon de 0.5m et 1m (ou quatre cercles concentriques avec rayons de 0.5m, 1m, 2m et 3m). À la demande de l'examineur, le patient marche sur place à une fréquence confortable, pour 50 ou 100 pas (compté par l'examineur). Pendant le test, l'examineur observe la position relative de la tête par rapport au corps, la déviation des bras par rapport à leurs positions initiales, ou encore la direction du mouvement des pieds. À la fin du test, trois éléments sont déterminés dans le plan horizontal: 1) l'angle de rotation du corps, 2) l'angle de déplacement des pieds et 3) la distance de déplacement du corps par rapport à son point d'origine (Figures 4 et 5) (Fukuda, 1959; Grommes and Conway, 2011).

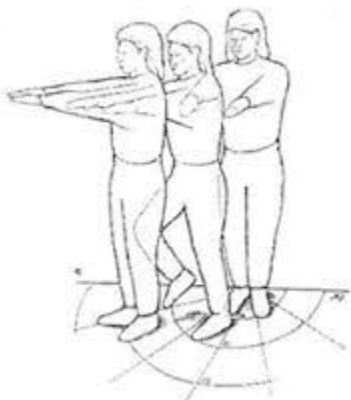


Figure 4. Test de Fukuda.

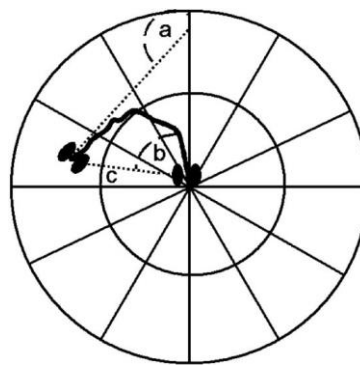


Figure 5. Les 3 éléments calculés à la fin du test de Fukuda dans le plan horizontal. A. L'angle de déplacement des pieds. B. L'angle de rotation du corps. C. La distance de déplacement linéaire du corps par rapport à son point d'origine.

Fukuda avait remarqué que chez les personnes saines, ces derniers pouvaient se déplacer vers l'avant jusqu'à 50cm après 50 pas ou 100cm après 100 pas. Au niveau de l'angle de déplacement des pieds, les participants présentaient une rotation de moins de 30° (d'un côté ou de l'autre) sur 50 pas, ou 45° après 100 pas (Fukuda, 1959; Grommes and Conway, 2011; Herdman and Clendaniel, 2014). Au-delà de ces valeurs, la personne présenterait une dysfonction vestibulaire périphérique.

2.1 Le « *Stepping test* » en recherche

2.1.1 Les principales phases de la marche sur place

Tout comme pour le patron de marche, l'analyse cinématique de la marche sur place peut être divisée en 2 phases principales :

- La phase de double appui : phase où les deux pieds, légèrement écartés de chaque côté, sont en contact simultanément avec le sol. La position la plus étudiée est celle des chevilles et des pieds pour maintenir l'équilibre du corps. Lors de cette position, la stratégie utilisée est principalement celle de la cheville, dans laquelle le pied bouge dans la direction antéro-postérieure pour maintenir l'équilibre. Les ajustements apportés sont habituellement de petites amplitudes et impliquent les muscles des fléchisseurs dorsaux et plantaires de la cheville (Winter, 1995; Winter, 2009).
- La phase de la station unipodale : initialement, une jambe décolle du sol pour finir dans les airs alors que la jambe en appui reçoit graduellement tout le poids du corps. Des études électromyographiques et cinématiques 3D dans le plan sagittal ont mis en évidence le rôle des muscles soléaires et des fléchisseur dorsaux dans le maintien de l'équilibre, alors que ce sont principalement les muscles abducteurs de la hanche qui sont

activés dans le plan frontal (Herman et al., 1973; Crenna and Frigo, 1991; Jian et al., 1993).

Contrairement à la marche où l'objectif est de déplacer le corps hors de la base de support tout en évitant de chuter, le but lors de la marche sur place est de maintenir le centre de gravité à l'intérieur de la base de support. Les chercheurs ont trouvé que les muscles au niveau de la hanche, plus précisément les muscles abducteurs et adducteurs, jouent un rôle clé dans le maintien de l'équilibre lors de la marche sur place. À l'inverse, le rôle des muscles fléchisseurs dorsaux et plantaires de la cheville semble être minime (Herman et al., 1973; Crenna and Frigo, 1991; Jian et al., 1993; Winter, 1995).

2.2 La relation entre la rotation de tête et des épaules

Le test de marche sur place a aussi été étudié en recherche pour différentes raisons. En 1970, Waterland et collègues ont examiné 2338 photos de 12 participants adultes en bonne santé exécutant le test de Fukuda. Les auteurs voulaient connaître le lien qui existait entre la tête et les épaules pendant le test, et comparer leurs résultats avec ceux mentionnés par Fukuda en 1959. Ils ont analysé et calculé les segments corporels de la tête, des épaules, du tronc, des bras et des jambes sur les photos, et les avaient comparées avec l'angle de rotation du corps, l'angle de déplacement des pieds et la distance de déplacement linéaire du corps. Les résultats démontraient que la rotation de la tête, simultanément avec la rétraction de l'épaule du même côté, déterminaient l'orientation et la rotation du corps à la fin du test. Aussi, chez les participants qui stabilisaient (ou bougeaient peu) leurs épaules, ils ont observé que : 1) la rotation du corps dans le plan horizontal dépendait de la position des épaules; et 2) le déplacement linéaire de corps (déviation vers la gauche ou vers la droite par rapport à la ligne droite) était

souvent influencé par la position naturelle de la tête. Les auteurs de cette étude ont donc trouvé que la relation entre la tête et les épaules jouaient un rôle important dans l'orientation finale du corps au test de Fukuda (Waterland et al., 1970).

2.3 L'implication des muscles du cou

Dans leur étude menée en 2002, Bove et collègues ont cherché à connaître l'implication des muscles du cou et leur impact sur l'orientation spatiale lors de la marche sur place – les yeux fermés - chez les personnes saines. Plus précisément, ils voulaient déterminer le rôle du muscle sterno-cleido-mastoïdien (SCM). Six participants en bonne santé (X âge = 30.4 ans) ont été recrutés pour l'étude. Les auteurs ont appliqué une vibration musculaire sur le SCM sous 3 différentes conditions : 1) Contrôle – pas de vibration, 2) 60 secondes avant la marche sur place (AV), et 3) pendant la marche sur place (PE). Les résultats ont démontré aucune différence significative ($p = 0.47$) des 3 conditions sur la fréquence du pas. Une différence significative ($p < 0.001$) de la rotation du corps est notée lors de la condition PE. La moyenne calculée des angles de rotation du corps était de 70° (vers la gauche) et 45° (vers la droite) lorsque la vibration était appliquée au SCM opposé à la rotation. Les auteurs de l'étude ont donc réussi à démontrer l'implication du SCM sur l'orientation spatiale finale de la marche sur place, en utilisant la vibration musculaire comme moyen de stimulation (Bove et al., 2002).

2.4 L'impact de la cadence et de la hauteur du pas

Ikeda et collègues (2011) ont étudié les paramètres de la cadence et de la hauteur du pas de la marche sur place - les yeux ouverts – à différentes fréquences (0.5, 1, 2, 3, 4 Hz et à son propre rythme) chez les enfants ($n=10$, X âge = 6.1 ans) et adultes ($n=20$, X âge = 22.5 ans) en

bonne santé. Ils ont trouvé, autant chez les enfants que chez les adultes, que : 1) lorsque la fréquence des pas était imposée, la hauteur du pas diminuait quand la fréquence augmentait; 2) la constance dans l'exécution des mouvements était à son meilleur à une fréquence de 2 Hz et détériorait à des fréquences plus hautes ou plus basses; et 3) l'exécution de la marche sur place à son propre rythme (*self-paced stepping*) donnait les résultats les plus optimaux en terme de constance dans les mouvements (Ikeda et al., 2011). Par constance dans les mouvements, les auteurs voulaient décrire la régularité observée avec la hauteur du pas ou la durée du pas.

2.5 L'impact d'une tâche cognitive concurrente

Dans l'étude menée par Grostern et collègues (2021), les auteurs ont voulu connaître l'impact d'une tâche cognitive concurrente et de la hauteur du pas sur l'angle de rotation du corps et la distance de déplacement linéaire du corps lors du test de Fukuda. Ces derniers ont recruté 16 jeunes adultes (moyenne âge = 22 ans). Les participants ont performé le test de Fukuda – les yeux fermés - sous quatre différentes conditions : 1) hauteur du pas normal à 45° de flexion de la hanche (CStep), 2) hauteur du pas à 90° de flexion de hanche (HStep), 3) tâche cognitive concurrente avec hauteur du pas normal (CT + CStep) et 4) tâche cognitive concurrente avec hauteur du pas à 90° de flexion de hanche (CT + HStep). Les résultats ont démontré que : 1) la tâche cognitive effectuée simultanément pendant le test de Fukuda réduisait significativement la distance lors du déplacement linéaire et lors des déviations médio-latérales par rapport à la ligne droite et 2) la hauteur du pas à 90° de flexion de hanche (HStep) augmentait significativement l'amplitude de la rotation du corps de même que les déviations médio-latérales comparativement à la hauteur normale du pas.

Les différentes études menées sur la marche et la marche sur place nous ont permis de découvrir différents facteurs impliqués lors de ces activités. Au niveau de la marche, l'importance de l'observation et de la description du patron de marche ont permis aux chercheurs, à travers les années, d'identifier les segments corporels importants et de mettre en relation ces derniers. C'est ainsi que les chercheurs ont rapporté l'importance de la biomécanique, ou patron de mouvement, du segment bassin-tronc (plus précisément le segment du bassin et des épaules) lors de la marche à différente vitesse. Une meilleure compréhension de ce dernier aidera les futurs chercheurs et cliniciens à développer des outils, instrument de mesures pour le dépistage ou pour les traitements de patients aux pris avec des troubles locomoteurs.

Au niveau de la marche sur place, malgré les travaux effectués dans ce domaine, jusqu'à ce jour, aucune étude n'a regardé l'implication du bassin, ou encore le patron de mouvement entre le bassin et les épaules lors de la marche sur place. Il serait donc important d'étudier ce phénomène parce que les résultats obtenus pourraient servir tout d'abord de « base » pour les futures recherches. Ensuite, elles pourront être comparées aux mouvements de coordination bassin-épaules de la marche. Tout comme pour cette dernière, les outils développés à partir de ces connaissances pourraient aider les chercheur et cliniciens à mieux cibler les composantes à travailler lors de la marche sur place en préparation, peut-être, à une éventuelle séance de marche.

Chapitre III

Étude du patron de coordination des rotations du bassin et des épaules lors de la marche sur place et en absence de vision

1.0 But de l'étude

Le but de cette étude est de décrire le patron de coordination des rotations du bassin et des épaules lors de la marche sur place sans vision de 50 pas (test de Fukuda) chez les jeunes adultes en bonne santé.

1.1 Questions de recherche

- 1) Déterminer s'il existe une rotation dans le plan horizontal du segment épaule et du segment bassin lors du test de Fukuda;
- 2) Déterminer l'amplitude de ces rotations;
- 3) Déterminer la direction de ces rotations par rapport au pied d'appui (par exemple : lorsque le participant est en appui sur la jambe gauche, la rotation du tronc se fait-elle dans le même sens, c'est-à-dire à gauche, ou bien dans le sens opposé, c'est-à-dire à droite ?);
- 4) Déterminer le patron de coordination des mouvements de rotation qui existe entre l'épaule et le bassin (par exemple : lorsque les épaules tournent vers la droite, le bassin peut : a) tourner vers la droite aussi, b) demeurer immobile, ou c) tourner dans le sens opposé).

2.0 Hypothèses

1. Tout comme lors de la marche, il devrait y avoir une rotation du segment épaule et du segment bassin dans le plan horizontal au test de Fukuda.
2. L'amplitude de rotation du bassin et des épaules d'un pas à l'autre devrait être inférieure à celle obtenue pendant la marche parce qu'il n'y a pas d'avancée de la jambe vers l'avant lors de la marche sur place, et parce que le mouvement des bras est de moins grande amplitude lors de la marche sur place
3. En se basant sur le patron lors de la marche, la rotation du bassin devrait se faire dans le sens opposé à la jambe en appui.
4. Le patron de coordination des mouvements de rotation entre l'épaule et le bassin devrait être moins systématique que celui observé pendant la marche parce que les mouvements des jambes et des bras sont plus limités lors de la marche sur place et qu'il pourrait y avoir très peu de rotation d'un ou des deux segments.

3.0 Méthodologie

Cette étude a été menée avec des données cinématiques qui avaient été collectées en 2018 dans le laboratoire de psychomotricité, dans le cadre d'un projet de maîtrise en science de l'activité physique (J. Grostern). Les sections 3.1 à 3.3 expliquent brièvement comment les données avaient été collectées, et la section 3.4 explique comment les données ont été analysées dans la présente étude pour répondre aux questions de recherche (section 1.1).

3.1 Participants

Le recrutement s'était fait sur le campus de l'Université d'Ottawa au moyen d'affiches publicitaires ou de bouche à oreille. Seize jeunes adultes (femmes=12, hommes=4) âgés de 20 à 26 ans (moyenne = 22 ans) ont été recrutés. Leur poids variait de 49 kg à 81,8 kg (moyenne = 63 kg) et leur taille variait de 1,55 m à 1,78 m (moyenne = 1,66 m). Les participants devaient répondre à un questionnaire de santé avant de débiter la séance de test. Dans l'ensemble, les participants étaient en bonne santé et ne présentaient pas les critères d'exclusion suivants : avoir subi une lésion musculo-squelettique, des vertiges, des étourdissements ou une affection neurologique dans les 6 derniers mois, éprouver une douleur ou une gêne, particulièrement dans le dos ou le membre inférieur au moment du test. De plus, ils ne devaient pas avoir pris de médicaments pouvant causer de la somnolence et/ou un ralentissement de la fonction cognitive (e.g. Benadryl, Gravol, Benzodiazépines...), avoir consommé de l'alcool ou toutes autres substances pouvant altérer leur capacité mentale dans les 24 heures précédant la session du test.

Les participants avaient aussi répondu oralement à un questionnaire intitulé *Waterloo Footedness Questionnaire* (WFQ), administrée par la chercheuse, afin de connaître leur pied dominant. Un résultat obtenu entre 11 et 20 points impliquait une dominance du pied droit, un résultat entre -11 et -20 impliquait une dominance du pied gauche, et un résultat obtenu entre -10 et 10 n'impliquait aucune dominance significative de l'un ou l'autre pied (Elias et al., 1997). Tous les participants avaient signé un formulaire de consentement éclairé et approuvé par le comité d'éthique de la recherche de l'Université d'Ottawa.

3.2 Procédures

Toutes les séances s'étaient déroulées dans un environnement tranquille au laboratoire de psychomotricité (LeeE053) situé sur le campus de l'Université d'Ottawa. Les participants portaient des vêtements serrés au corps afin de faciliter la mise en place des marqueurs et de favoriser la capture des données faite par les caméras infra-rouge placées autour de l'aire de collecte, dans le laboratoire. Tous les participants étaient en chaussette.

Avant la séance de test, les participants avaient reçu des explications détaillées par rapport au but de la recherche. Ils avaient reçu une démonstration de la part de l'examinatrice sur la tâche à exécuter, soit celui de performer le test de Fukuda. Pour exécuter le test, on leur avait demandé de marcher 50 pas sur place et de rester le plus possible au même endroit pendant tout ce temps. Les participants avaient la vision complètement obstruée (ils devaient porter des lunettes de ski opaques pour simuler le fait d'avoir les yeux fermés) et gardaient les bras allongés le long du corps. La vitesse d'exécution des 50 pas ainsi que la hauteur de la levée des jambes étaient effectuées de façon naturelle, selon le confort du participant. Ceci voulait dire que les participants alternaient à leur propre rythme les pas, et que la flexion de hanche était généralement d'environ 45 degrés.

La session de test consistait en 5 essais du test de Fukuda. Chaque essai durait environ 30 secondes. Afin d'éviter la fatigue, les participants pouvaient se reposer à tout moment pendant la session de test. Avant de performer le premier essai, les participants ont eu droit à une pratique où ils ont marché sur place pendant quelques minutes avec les yeux obstrués par des lunettes opaques et les bras placés le long du corps. Par mesure de sécurité, l'examinatrice se plaçait toujours près du participant lors de l'exécution de chaque essai. Ces derniers ont ainsi pu

s'acclimater au test de Fukuda avant de commencer leur premier vrai essai. C'était aussi une opportunité pour qu'ils puissent poser des questions ou demander des clarifications au besoin.

Lors de chaque essai, les participants enlevaient leurs lunettes opaques seulement pour regarder et positionner leurs orteils derrière la ligne de départ, tracé au sol. Ceci donnait leur position de départ. Par la suite, ils devaient remettre et garder leurs lunettes en tout temps. Pour débiter le test, ils ont reçu les instructions suivantes de la part du chercheur : « *Mettez les lunettes opaques. Au signal « Start », commencez à marcher sur place. Restez toujours au même endroit pendant les 50 pas. Ne comptez pas vos pas, ils seront comptés par l'examinatrice qui dira « Stop » à voix haute lorsque les 50 pas seront terminés. Arrêtez de marcher et restez immobile pendant 5 secondes.* » À la fin de chaque essai, les participants étaient guidés par l'examinatrice pour retourner à leur position de départ. Compte tenu que les participants portaient toujours leurs lunettes opaques, l'examinatrice les accompagnait de près afin d'en assurer leur sécurité. Le trajet pour revenir au point de départ différait à chaque fois et était dicté par l'examinatrice. Ceci avait pour but de ne pas donner d'indice à ces derniers sur la distance parcourue ni l'orientation finale, et d'éviter qu'ils puissent se réajuster et améliorer leur performance d'un essai à l'autre. C'est seulement lorsqu'ils étaient arrivés à destination que ces derniers pouvaient enlever les lunettes opaques pour repositionner la position de leurs pieds avant l'essai suivant. Aucun des participants n'a demandé de repos pendant la séance. Aussi, aucun des participants n'a eu de perte d'équilibre pendant les tests.

3.3 Équipement et collecte de données

Un système d'analyse du mouvement en trois dimensions (Vicon512™ 3-D) avec 7 caméras infra-rouge avait été utilisé pour enregistrer les données provenant des marqueurs réfléchissants fixés à des positions bien précises sur le corps du participant. Les positions des marqueurs étaient les suivantes : 1) acromion de l'épaule droite, 2) acromion de l'épaule gauche, 3) épine iliaque antéro-supérieure (ASIS) droite du bassin, 4) épine iliaque antéro-supérieure (ASIS) gauche du bassin, 5) épine iliaque postéro-supérieure (PSIS) droite du bassin, 6) épine iliaque postéro-supérieure (PSIS) gauche du bassin, 7) plateau tibial droit du genou, 8) plateau tibial gauche du genou, 9) malléole externe droite de la cheville, 10) malléole externe gauche de la cheville, 11) os calcaneus droit du pied, 12) os calcaneus gauche du pied, 13) 1^{er} métatarse du pied droit et 14) 1^{er} métatarse du pied gauche. Au niveau du bassin (marqueurs 3 à 6), les marqueurs avaient été attachés à une ceinture ajustable portée à la taille basse. Pour le reste, les marqueurs avaient été attachés aux vêtements ou sur la peau des participants à l'aide de ruban adhésif double face.

La position de chaque marqueur avait été enregistrée par les caméras infra-rouges dans les 3 dimensions (X, Y et Z) à une fréquence de 200 Hz. Donc, pour chaque marqueur, on avait obtenu 200 données à la seconde dans chacun des axes : X (médiolatéral), Y (antéro-postérieur) et Z (vertical). Ainsi, pour un essai de 30 secondes par exemple, un total de 6000 données étaient obtenues pour chaque marqueur et ce, dans chaque axe.

3.4 Analyse des données

Dans une première étape, les données cinématiques ont été réduites en vue de répondre aux questions de recherche. Pour chaque essai, 50 valeurs de position des marqueurs des épaules

et du bassin en X et Y et 50 valeurs de position des marqueurs des talons (calcanéus) ont été extraites, qui correspondent aux 50 pas effectués par les participants lors de l'exécution du test de Fukuda.

3.4.1 Déterminer l'amplitude des rotations des épaules ou du bassin

Les 50 valeurs ont été extraites, lorsqu'à chaque pas, le pied était levé à son point le plus haut (déplacement en Z maximal). Ainsi, pour obtenir les amplitudes maximales de rotation des épaules ou du bassin, il a d'abord fallu rechercher les données de l'axe Z du déplacement maximal des marqueurs du talon droit et du talon gauche pour chaque pas durant le test de Fukuda. Ensuite, il a fallu noter le temps (moment t) correspondant à ces valeurs. L'étape suivante a été de rechercher les valeurs associées au moment t pour les marqueurs des épaules (droite et gauche) et les marqueurs du bassin (PSIS droite et gauche) dans les axes x et y.

L'exécution du test de Fukuda demande de faire 50 pas sur place. À chaque pas, une jambe reste toujours en appui unipodal au sol pendant que l'autre lève et atteint sa hauteur maximale (avant de redescendre), et vice versa. Lorsque j'ai recherché les valeurs en Z des marqueurs du talon droit et gauche, j'ai obtenu à la fin 50 données au total (soit 25 pour le marqueur du talon droit et 25 pour le talon gauche), ce sont les moments t. Par le même fait, j'ai obtenu aussi 50 données pour les épaules (droite et gauche) et 50 données pour le bassin (droite et gauche). C'est de cette façon que « l'extraction », ou la réduction des données a été obtenue à partir des données « brutes » pour chaque essai pour chaque participant.

3.4.2 Déterminer l'amplitude de rotation des épaules et du bassin d'un pas à l'autre en alternance

L'amplitude de rotation des épaules et du bassin d'un pas à l'autre en alternance est déterminée en calculant la différence de l'angle de rotation entre chaque pas. Tout d'abord, il a fallu représenter les épaules (droite et gauche) en un seul segment. Ce segment représente la distance entre les deux épaules, ou plus précisément la longueur entre l'acromion droite et l'acromion gauche. Le segment épaule est la différence entre les deux points dans les axes x-y à chaque levée de jambe. Le même calcul a été fait pour le segment bassin, avec les marqueurs de PSIS droit et gauche.

Au total, il y avait 50 valeurs de segment « épaule », et 50 valeurs de segment « bassin ». L'amplitude de rotation des épaules et du bassin a ensuite été calculée en degrés en utilisant la formule trigonométrique de l'arc tangente décrite à la section 4.1.

3.4.3 Convention des signes

Dans le plan cartésien, par convention, les valeurs dans l'axe des X sont positives dans le quadrant I et IV, et négatives dans le quadrant II et III. Les valeurs dans l'axe des Y sont positives dans le quadrant I et II, et négatives dans le quadrant III et IV (Figure 6).

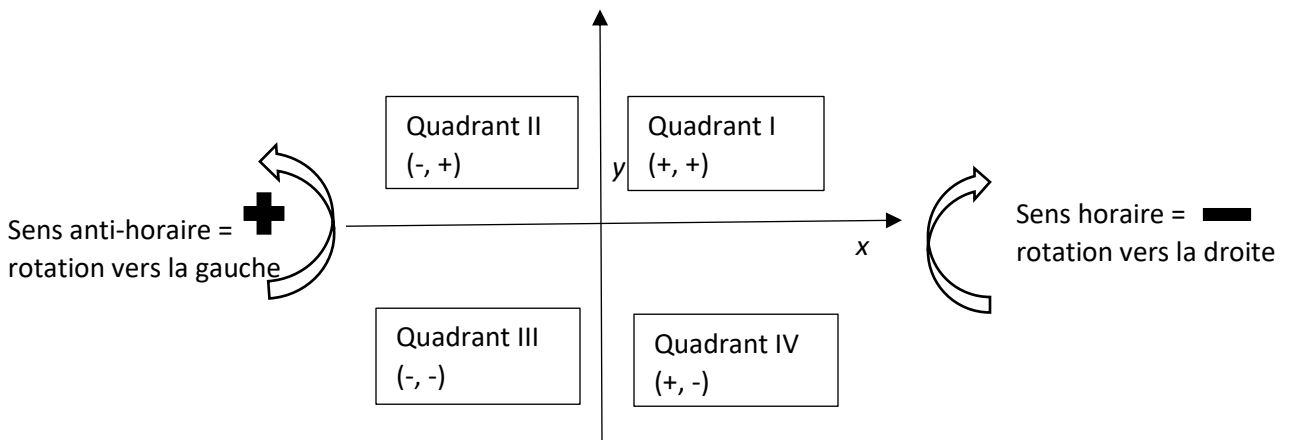


Figure 6. Convention des signes dans le plan cartésien. Une valeur négative de l'angle de rotation du segment épaule ou bassin signifie une rotation dans le sens horaire de ce segment (ou vers la droite). Une valeur positive de l'angle de rotation du segment épaule ou bassin signifie une rotation dans le sens anti-horaire de ce segment (ou vers la gauche).

Dans le cadre de cette étude, un résultat négatif de la valeur d'angle de rotation du segment épaule ou du segment bassin signifie une rotation dans le sens horaire de ce segment ou, en d'autres mots, une rotation vers la droite. À l'opposé, une valeur positive de l'angle de rotation du segment épaule ou bassin signifie une rotation dans le sens anti-horaire, ou rotation vers la gauche. Veuillez noter que l'amplitude de rotation de l'épaule ou du bassin a été calculée à l'aide des valeurs absolues de rotation.

3.4.4 Déterminer la direction des rotations par rapport au pied d'appui

Lorsqu'un talon est à sa hauteur maximale, la jambe opposée est en appui unipodal. Ainsi, la direction de la rotation des épaules et du bassin a été associée à la jambe en appui unipodal, et ce, à chaque pas. Par exemple, une valeur positive de l'angle de rotation des épaules alors que la jambe en appui unipodale est à gauche signifierait que les épaules tournent à gauche lorsque le pied d'appui est à gauche.

3.4.5 Déterminer le patron de coordination des mouvements de rotation qui existe entre l'épaule et le bassin

Pour déterminer le patron de coordination des mouvements de rotation épaule-bassin, il a fallu observer et comparer les résultats d'angle de rotation de l'épaule et du bassin à chaque pas

tout en apportant une attention particulière au signe (positif ou négatif). Le résultat a été comparé avec la valeur qui la suit immédiatement. Si les signes des valeurs de l'épaule et du bassin étaient opposés au même temps, et que les signes alternaient de façon constante avec les valeurs suivantes, le patron de coordination a pu être décrit comme étant asynchrone. À l'inverse, si les signes des valeurs de l'épaule et du bassin étaient les mêmes à chaque pas, et qu'ils alternaient de façon constante avec les valeurs suivantes, l'on pouvait dire que le patron de coordination était synchrone. Par contre, si les signes alternaient de façon constante à l'épaule mais qu'ils étaient irréguliers au bassin, il a fallu conclure qu'il n'y avait pas de patron de coordination clair entre les mouvements de l'épaule et du bassin (ni synchrone, ni asynchrone), ou bien que le bassin était demeuré immobile.

4.0 Calcul des données

Une fois l'extraction des 50 valeurs terminées, ces dernières ont été transférées dans un fichier Excel où tous les calculs ont été effectués. Afin d'analyser les résultats, les paramètres suivants ont été calculés :

4.1 Angle de rotation horizontale du segment épaule

C'est la rotation qui survient au niveau des épaules entre chaque levée de jambe en alternance dans le plan horizontal (figure 7). Pour calculer l'angle, il a fallu d'abord établir le segment épaule dans l'axe X et Y.

$$\text{Segment épaule} = Yd - Yg \text{ et } Xd - Xg$$

où X et Y représentent les 2 axes et d = droite et g = gauche

L'angle de rotation a ensuite été calculé en appliquant la formule suivante :

$$\text{Angle de rotation du segment épaule} = \text{DEGRES}(\text{ATAN}(\text{Yd}-\text{Yg})/(\text{Xd}-\text{Xg}))$$

Pour chaque essai, 50 valeurs ont été obtenues en degrés.

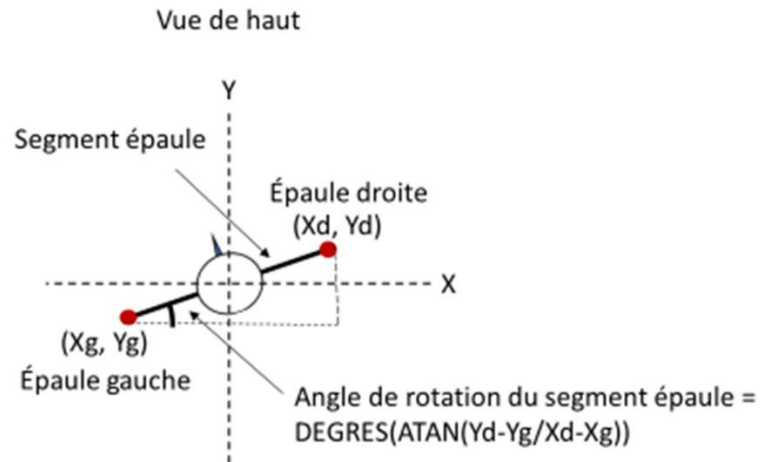


Figure 7. Calcul de l'angle de rotation du segment épaule. Les coordonnées X-Y des marqueurs de l'épaule sont utilisées pour calculer l'angle de rotation du segment épaule.

4.2 Angle de rotation du segment bassin

C'est la rotation qui survient au niveau du bassin entre chaque levée de jambe en alternance dans le plan horizontal. Les calculs utilisés pour l'angle de rotation du segment bassin sont les mêmes que ceux utilisés auparavant pour l'angle de rotation du segment épaule. Les deux marqueurs de PSIS ont été utilisés et pour chaque essai, 50 valeurs ont été obtenues en degrés.

4.3 Amplitude de rotation de l'épaule

Elle correspond à la grandeur de l'intervalle de rotation entre chaque pas alterné au niveau de l'épaule. Elle a été calculée en faisant la différence entre l'angle de rotation et celui qui le précède immédiatement. Pour éviter que les valeurs signées s'annulent lors des calculs, les valeurs absolues ont été utilisées dans les calculs. Les valeurs obtenues ont été calculées en degrés.

$$\text{Amplitude de rotation de l'épaule} = \text{Angle de rotation}_1 - \text{Angle de rotation}_2$$

Où 1 = valeur de l'angle obtenue au premier pas et 2 = valeur de l'angle du pas suivant immédiatement

4.4 Amplitude de rotation du bassin

Elle correspond à la grandeur de l'intervalle de rotation entre chaque pas alterné au niveau du bassin. Les valeurs de l'amplitude de rotation du bassin ont été calculées de la même façon que pour l'amplitude de rotation de l'épaule. Les valeurs utilisées pour le calcul ont eux aussi d'abord été transformées en valeurs absolues.

4.5 Moyenne des amplitudes de rotation des épaules et du bassin

La moyennes des amplitudes de rotation des épaules ou du bassin a été calculée en faisant la moyenne des amplitudes de rotation de chaque essai (50 pas). Ainsi, pour les 5 essais de chaque participant, l'on a obtenu 5 moyennes des amplitudes de rotation des épaules, et 5 moyennes des amplitudes de rotation du bassin.

4.6 Moyenne des moyennes des amplitudes de rotation des épaules et du bassin

Pour chaque participant, on a obtenu la moyenne des cinq essais. C'est donc dire que chaque participant n'a obtenu qu'une seule moyenne pour l'amplitude de rotation des épaules, et une seule pour l'amplitude de rotation du bassin. Pour les 14 participants, un total de 14 amplitudes de rotation a été calculé, puis la moyenne du groupe et l'écart-type ont a été calculés.

5.0 Résultats

5.1 Existence d'une rotation du segment épaule et du segment bassin dans le plan horizontal

Le tableau 1 décrit les participants par leur âge, leur genre, leur taille, leur poids ainsi que leur score obtenu au test du *Footedness*. Dans l'ensemble, une rotation horizontale a été observée au niveau des épaules et du bassin chez tous les participants pendant le test de Fukuda.

Tableau 1. Caractéristiques principales des participants

Participant	Âge	Genre	Taille (cm)	Poids (kg)	Score Footedness
1	22	F	165	63.5	16
2	22	F	155	54.5	18
3	20	F	157	59	20
4	23	F	174	66	20
5	21	F	165	62	20
6	20	F	167	77	20
7	23	F	165	57	14
8	22	F	165	57	16
9	23	F	160	61	14
10	21	F	155	49	19
11	24	F	163	54	17
12	23	M	167	66.5	18
13	21	M	172	79.5	19
14	26	M	178	70.5	13

5.2 Amplitude de rotations d'un pas à l'autre en alternance

Le tableau 2 démontre la moyenne des amplitudes moyennes de rotation des épaules et du bassin (en degrés), ainsi que l'écart-type pour chaque participant. En moyenne, les participants ont tourné de $11.1^\circ \pm 3.5^\circ$ au niveau des épaules, et de $7.1^\circ \pm 3.0$ au niveau du bassin entre chaque levée de jambe durant le test.

Tableau 2. Moyenne de 4 essais pour l'amplitude de rotation de l'épaule et du bassin, hauteur du pas et cadence

Participant	Amplitude moyenne		Hauteur du pas	Cadence
	Rotation Épaule	Rotation Bassin	% de la taille	steps/sec
1	9.5	3.7	16.0	1.64
2	17.4	9.5	22.6	1.54
3	8.6	5.8	17.9	1.86
4	15.8	8.7	16.4	2.01
5	9.6	7.9	13.6	2.17
6	7.3	5.8	10.2	1.69
7	14.3	11.1	19.6	2.10
8	9.0	7.6	20.5	1.86
9	9.4	8.0	11.4	2.00
10	16.5	12.4	22.3	1.54
11	9.6	6.1	15.2	1.70
12	13.0	2.3	20.4	1.57
13	6.8	2.5	8.8	1.66
14	9.3	7.9	13.4	1.41
Moyenne (1 É.T.)	11.1 (3.5)	7.1 (3.0)	16.3 (4.4)	1.76 (0.23)

5.3 Direction des rotations par rapport au pied d'appui

Des 14 participants, 12 ont obtenu un mouvement de rotation des épaules et du bassin opposé à la jambe d'appui. Un participant (P13) a obtenu un mouvement de rotation des épaules

et du bassin du même côté à la jambe en appui. Le participant P6 n'a pas présenté de mouvement de rotation coordonné au niveau des épaules et du bassin.

5.4 Patron de coordination des mouvements de rotation qui existe entre l'épaule et le bassin

Trois types de patron de coordination des mouvements de rotation épaule-bassin ont été observés pendant le test de Fukuda. Le premier, et aussi le plus fréquent, est le mouvement synchrone dans lequel les épaules et le bassin tournent tous les deux dans le même sens. Douze participants ont démontré ce patron. Un participant (P13) a démontré un patron de mouvement asynchrone et finalement, un dernier participant (P12) a démontré un patron où les épaule font une rotation alors que le bassin présentait très peu de mouvement.

Les figures 8, 9 et 10 illustrent les différents patrons de coordination des mouvements de rotation épaule-bassin retrouvés chez les participants.

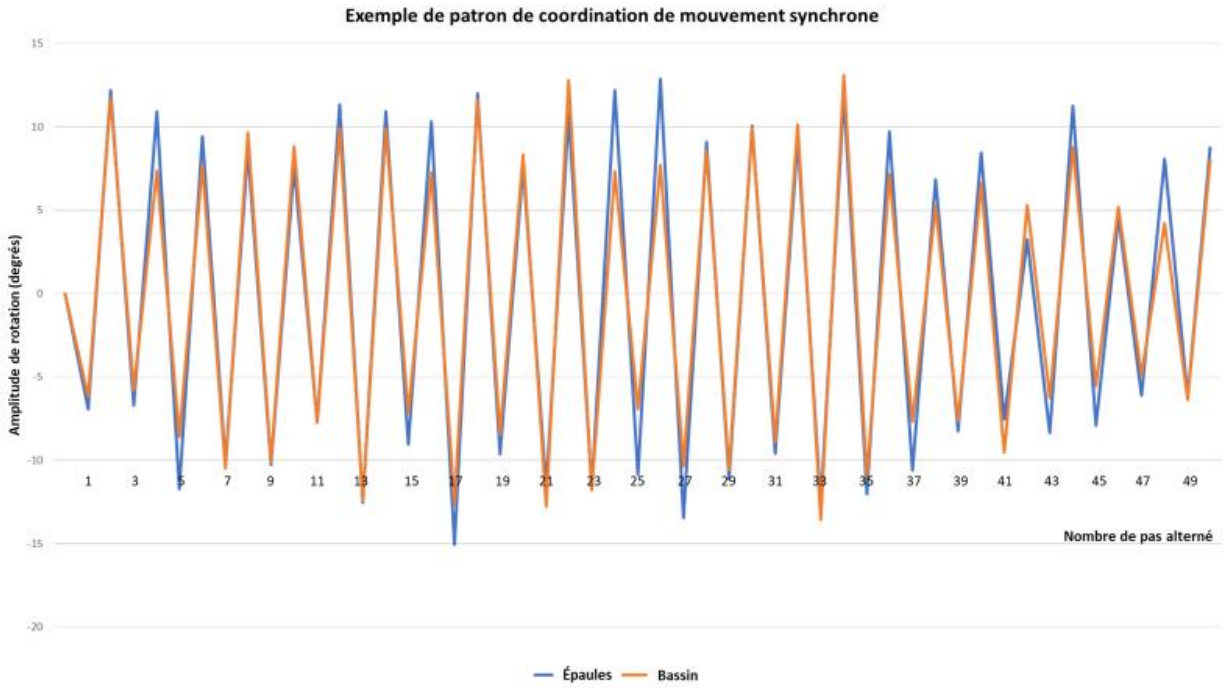


Figure 8. Exemple d'un essai du participant P9. Angle de l'épaule et du bassin à chaque pas. Cette figure illustre un patron de coordination de mouvement synchrone où les rotations des épaules et du bassin se font dans le même sens. Ce patron est le plus fréquent. 12 participants sur 14 ont démontré ce patron.

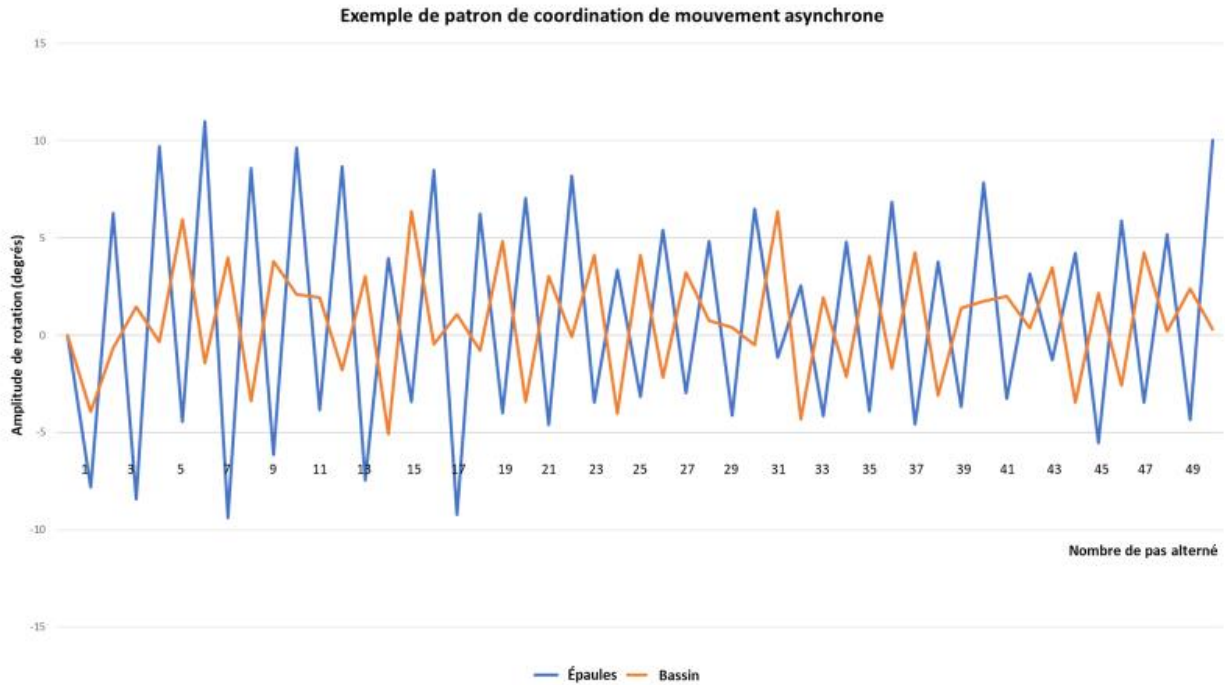


Figure 9. Exemple d'un essai du participant P13. Angle de l'épaule et du bassin à chaque pas. Cette figure illustre un patron de coordination de mouvement asynchrone où les rotations des épaules et du bassin se font dans des sens opposés. Un participant (P13) présentait ce patron.

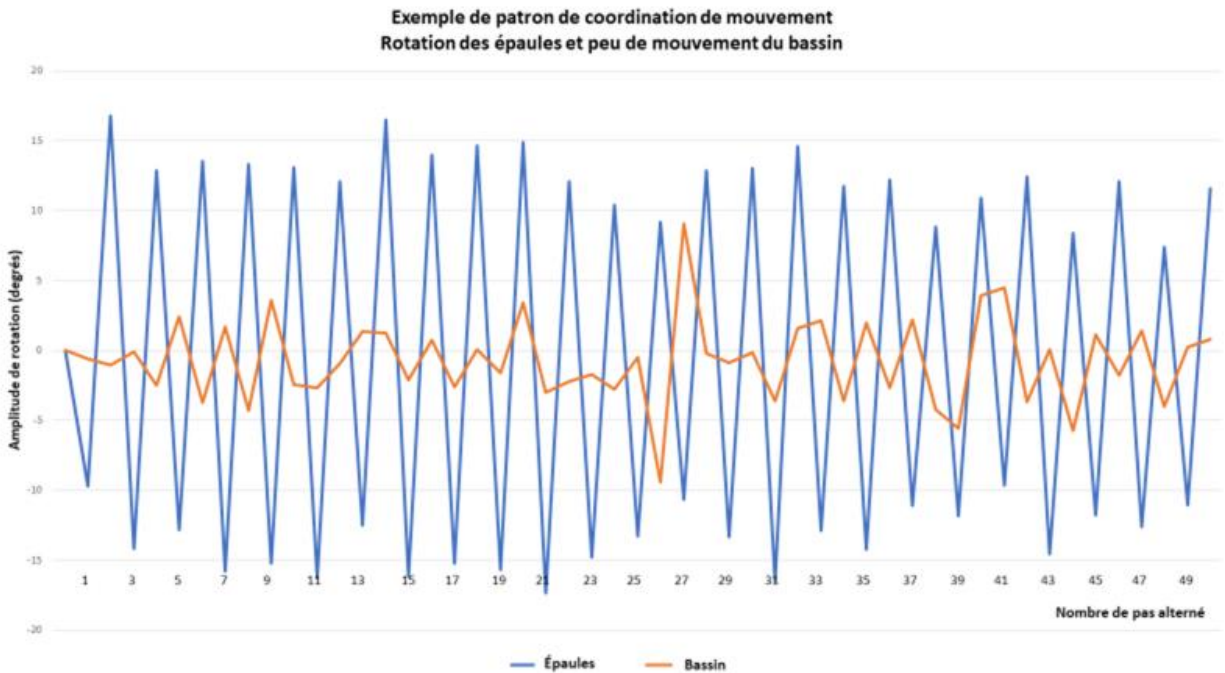


Figure 10. Exemple d'un essai du participant P12. Angle de l'épaule et du bassin à chaque pas. Cette figure illustre un patron de coordination de mouvement dans lequel les épaules tournent alors que le bassin tourne très peu. Bien que non documenté dans la littérature, ce patron semble être bien présent et un participant l'a démontré.

6.0 Discussion

Cette étude nous a fait découvrir les quatre points suivants : 1) qu'il existe une rotation dans le plan horizontal du segment épaule et du segment bassin lors du test de Fukuda; 2) que l'amplitude de rotation des épaules est supérieure à celle du bassin d'un pas à l'autre; 3) que la rotation du bassin se fait généralement dans le sens opposé de la jambe en appui unipodale; 4) que le patron dominant de coordination des mouvements de rotation entre les épaules et le bassin est un mouvement synchrone.

Existence d'une rotation du segment épaule et du segment bassin dans le plan horizontal

Ce résultat vient confirmer notre première hypothèse, basée sur les résultats des études antérieures sur la marche, à savoir qu'il existe bel et bien une rotation des différents segments épaules – bassin pendant la marche sur place sans vision dans le plan horizontal. La rotation de ces segments pourrait être expliquée par un mouvement dynamique provoqué, principalement aux jambes, et aussi aux bras. Ainsi, lorsqu'une jambe est levée, il est possible qu'il apparaîtrait une série de rotation de segments qui y sont directement attachés (partant des pieds et allant jusqu'à la tête). Ceci pourrait débiter par une rotation au bassin, suivi du mouvement du tronc /de la colonne vertébrale, ensuite les épaules, et finalement la tête. C'est l'enchaînement dynamique des levées de jambes qui créerait cette rotation horizontale alternée au bassin. De plus, la hauteur de la levée de la jambe pourrait influencer l'ordre de grandeur de l'amplitude de

rotation. Au niveau des épaules, l'influence des bras aux extrémités pourraient avoir un impact sur la rotation horizontale de ces derniers. Dans le même ordre d'idée que pour la jambe, un mouvement de balancement des bras entraînent une rotation des épaules dont l'ordre de grandeur varierait selon l'amplitude et la vitesse de balancement.

Amplitude de rotations d'un pas à l'autre

Pour le deuxième point, nos résultats obtenus de la rotation des épaules dans le plan horizontal (moyenne épaules = 11.1° et moyenne bassin = 7.1°) lors du test de Fukuda supportent l'hypothèse à l'effet que l'amplitude de rotation est généralement supérieure au niveau des épaules par rapport au bassin. Tout d'abord, le fait que les participants exécutent le test de Fukuda à leur propre rythme nous donnerait des résultats plus optimaux dans la constance des mouvements (Ikeda et al., 2011). Par constance dans les mouvements, nous voulons décrire la régularité observée avec la hauteur du pas. En général, à l'observation, il est très rare de voir une personne lever la jambe à une hauteur de 90° de flexion de hanche naturellement en alternance. Et comme la flexion de hanche à 90° joue un rôle significatif dans l'augmentation de l'amplitude de la rotation du corps (Grostern et al., 2021), nous pensons qu'à une hauteur moindre, le mouvement de rotation du bassin serait relativement petit. Ceci semble concorder avec nos résultats : lorsque la hauteur du pas augmente, l'amplitude de rotation des épaules augmente elle aussi chez les participants. Cette augmentation semble être plus évidente au niveau des épaules qu'au niveau du bassin. Par exemple, pour le participant P2, lorsque la hauteur de pas est de 22.6%, l'amplitude moyenne de rotation est de 17.4° à l'épaule et de 9.5° au bassin. À l'opposé, dans le cas du participant P13, l'amplitude moyenne de rotation est de 6.8° à l'épaule et de 2.5°

au bassin alors que sa hauteur de pas est de 8.8%. Ensuite, contrairement à la marche où la vitesse de marche ainsi que l'enjambée entre chaque pas pourraient jouer un rôle sur l'amplitude de rotation du tronc ou l'amplitude d'oscillation des bras - plus la vitesse de marche est rapide ou l'enjambée est grande et plus l'amplitude de rotation du tronc sera grande – (Huang et al., 2010; Romkes & Bracht-Schweizer, 2017), lors de la marche sur place, en absence des deux éléments mentionnés ci-haut, nous pensons que l'amplitude de rotation des épaules est alors plus petite.

Les résultats indiquent également que les rotations sont inférieures aux études antérieures portant sur la marche. Ceci concorde avec notre deuxième hypothèse, qui se veut que l'amplitude des rotations du bassin et des épaules soit inférieure à celle de la marche. La différence est un peu plus évidente au niveau de l'amplitude de rotation du bassin où les résultats du tableau 2 sont légèrement inférieurs aux études antérieures. Thurston (1985) avait trouvé une rotation de 10.1° au niveau du bassin lors de la marche à vitesse confortable. Romkes & Bracht-Schweizer (2017) avaient aussi trouvé des résultats similaires. La différence entre cette valeur et celle que nous avons obtenu pourrait être expliquée par le fait qu'il n'y a pas d'avancée de la jambe vers l'avant lors de la marche sur place, par rapport à la marche. Les études antérieures sur la marche ont principalement regardé l'interaction entre les jambes, le bassin, la colonne vertébrale ou le tronc. Bien que l'intérêt au niveau des membres supérieurs et de la tête soient grandissant dans ce domaine, à notre connaissance, il existe peu de données quantitatives sur l'amplitude de rotation des épaules ou l'oscillation des bras lors de la marche.

L'oscillation des bras tend à augmenter proportionnellement avec la longueur du pas lors de la marche rapide. Inversement, une contrainte des mouvements aux bras diminuerait la longueur de pas à la marche (Eke-Okoro et al., 1997). Nous pensons qu'en l'absence d'avancée de la jambe et en présence de mouvements aux bras de moins grande amplitude, telle que pour la

marche sur place, cela pourrait expliquer la raison pour laquelle l'amplitude de rotations des épaules et du bassin est inférieure à celle retrouvée lors de la marche.

Direction des rotations par rapport au pied d'appui

En général, les résultats obtenus permettent de confirmer la troisième hypothèse, à savoir que la rotation du bassin et des épaules se fait dans le sens opposé à la jambe en appui (par exemple, le bassin tourne à droite lorsque la jambe gauche est au sol). Les résultats obtenus correspondent à ceux obtenus pendant la marche par Bruijn et al (2008). Ces derniers avaient rapporté que lorsque la vitesse de marche était inférieure à 3 km/h, les rotations du bassin et des épaules se faisaient dans la direction opposée à la jambe d'appui. Comme il ne s'agit pas de marche dans notre étude, le facteur vitesse est moins pertinent. Il pourrait toutefois être remplacé par la cadence des pas alterné lors de la marche sur place. Dans ce contexte, une similitude est présente. Dans notre étude, aucune cadence particulière n'avait été imposée aux participants, et ces derniers effectuaient le test à leur propre rythme (ou rythme confortable), similairement aux participants de l'étude de Bruijn où ils marchaient à vitesse lente sur tapis roulant. L'un des facteurs qui peut contribuer à cette opposition du bassin à la jambe en appui serait le temps de synchronisation des mouvements (c'est-à-dire le temps qui s'écoule entre le moment où la jambe lève et celui où le bassin et les épaules commencent à tourner). À un rythme confortable, la synchronisation des segments bassin-épaule serait peut-être plus importante que la synchronisation entre le bassin et la jambe en appui. Ceci dans le but de permettre une meilleure stabilité du tronc et de diminuer la demande musculaire pour maintenir l'équilibre en position unipodale. Cependant, lorsque la vitesse de la cadence augmente, la synchronisation entre les segments bassin et épaule n'est plus possible. Il se peut qu'un délai

surviennent entre les différents segments, ce qui causerait ainsi un mouvement asynchrone entre le bassin et les épaules.

Patron de coordination des mouvements de rotation qui existe entre l'épaule et le bassin

Cette étude nous a fait découvrir un patron de coordination dominant (patron synchrone), ainsi que des patrons secondaires (patron asynchrone ou bassin peu mobile). Cette différence entre les patrons pourrait être attribuée tout d'abord à la différence de style de mouvement inter-individuelle. Tout comme pour la marche où chaque individu présente une démarche qui lui est plus ou moins typique (prenons par exemple la démarche de mannequins vs celle des « superhéros » de film d'action), il se peut que ces styles se reflètent aussi lors de la marche sur place, mais de façon moins évidente. Aussi, tel que mentionné auparavant, la vitesse d'exécution des pas alternés pourrait avoir influencé le patron. Même si les participants exécutaient le test à leur propre rythme, il est possible que certains individus prennent moins de temps à exécuter les 50 pas que d'autres. Il a été mentionné dans la section précédente qu'une exécution rapide de la levée de jambe pourrait altérer le patron de coordination entre le bassin et les épaules, compte tenu que le mouvement du bassin suivrait davantage celui de la jambe levée; se pourrait-il que les participants qui présentent un patron secondaire font partie de ceux dont la vitesse d'exécution soit plus rapide que les autres ? Ensuite, la hauteur de la jambe levée peut avoir influencé le patron de coordination. Comme l'avait mentionné Grostern et collègues (2021) dans son étude, une hauteur de pas à 90° de flexion de hanche augmenterait significativement l'amplitude de rotation du corps. À cette même hauteur, le patron de coordination bassin – épaule en serait-il aussi affecté ? De plus, se pourrait-il que ce soit l'un des facteurs qui

contribuerait à modifier le patron de coordination bassin - épaule de synchrone vers un patron asynchrone ? La présente étude ne serait en mesure de répondre à ces questions, toutefois cela pourra faire partie de sujets pour les études futures.

En résumé, les résultats de notre étude confirment l'existence d'un patron dominant (patron synchrone) lors de la marche sur place en absence de vision. Les calculs effectués sur l'amplitude des rotations au bassin et aux épaules démontrent que ces dernières sont de valeurs moins grandes que celles observées lors de la marche. Ceci vient confirmer la dernière hypothèse, à savoir que le patron de coordination des mouvements de rotation entre le bassin et les épaules devrait être moins systématique que celui observé pendant la marche, parce que les mouvements des jambes et des bras sont plus limités lors de la marche sur place et qu'il pourrait y avoir peu de rotation d'un ou des deux segments. De plus, tout comme ce qui avait déjà été rapporté dans la littérature au niveau de la marche, chez les personnes en santé, le tronc et le bassin tendent à tourner au même moment et dans la même direction lorsque la cadence, ou fréquence des pas alternés est naturelle, c'est-à-dire sans vitesse imposée (Lamoth et al., 2002; Lamoth et al., 2006; Wu et al., 2002; Wu et al., 2004). Les résultats de notre étude viennent donc appuyer ces études.

Chapitre IV

Limitations de l'étude et conclusion

Cette étude descriptive vient apporter de nouvelles connaissances à propos des différents patrons de coordination de mouvement épaule-bassin lors de la marche sur place sans vision. Ces données pourront servir à des fins comparatives lors d'études ultérieures. Malgré cela, quelques limitations existent.

Tout d'abord, la taille de l'échantillon de cette étude était petite ($n=14$). Puisque trois patrons de coordination ont été observés, il serait pertinent dans le futur d'augmenter le nombre de participants afin de mieux les décrire et de mieux connaître la proportion de chacun dans la population. Ce nombre devrait autant inclure des enfants, des adultes et des personnes âgées dans des proportions égales, ce qui n'était pas le cas de la présente étude, où la moyenne d'âge des participants est de 22 ans.

Aussi, l'installation des marqueurs à différents endroits des segments du corps pourrait-elle avoir bougé pendant les différents essais du test ? Plus particulièrement au niveau du bassin, les données captées par le système tridimensionnel des caméra infra-rouges représentent-elles réellement le mouvement de rotation du bassin, ou est-ce le résultat de déplacement des vêtements sur lesquels les marqueurs étaient fixés? Les études futures devraient adresser cette particularité et utiliser des logiciels ou calculs afin d'enlever les erreurs en question. Cette notion est importante, car elle est directement reliée aux résultats des amplitudes de rotation du bassin qui, à son tour, est relié au patron de coordination. Ceci peut discriminer entre un patron

d'épaule en rotation sur bassin immobile vs un patron de bassin mobile synchrone ou asynchrone.

Recherches futures

La population étudiée ici ne se limite qu'à celle de jeunes adultes en bonne santé. D'autres populations pathologiques, par exemple, celles présentant des scoliozes, des troubles de l'équilibre ou encore atteint d'AVC, pourraient être étudiées dans le futur. Ces études pourront ainsi comparer les patrons dans la population « normale » et celle dite « pathologique », comme ce qui a été précédemment fait au niveau de la marche. Une meilleure compréhension des différents patrons de coordination permettra aux cliniciens d'élaborer de nouvelles lignes directrices pour les évaluations ou encore de traitements de leurs clientèles spécifiques.

Cette dernière limitation nous amène donc à mentionner l'importance de l'interdisciplinarité dans notre étude et surtout dans celles à venir. Bien que notre étude présente certains éléments d'interdisciplinarité (pensons aux différents domaines d'études impliqués : la biomécanique afin de comprendre comment les segments corporels agissent entre elles, le génie biomécanique pour l'utilisation des équipements et système d'analyse du mouvement tridimensionnel, les mathématiques pour les calculs des données, etc.), nous pensons qu'elle ne représente que la pointe de l'iceberg. Nos résultats, bien que minimes, sont une première et serviront comme base comparative de données pour les études ultérieures. Dans le futur, une collaboration entre chercheurs et cliniciens (pour l'étude différentes clientèles pathologiques) aiderait dans l'élaboration de nouvelles lignes directrices d'évaluations ou de traitements. L'amélioration des évaluations et l'efficacité des traitements susciterait l'intérêt des instances

gouvernementales, provinciales ou nationale, à instaurer de nouvelles mesures / politiques qui viseraient ultimement à améliorer la qualité de vie des individus affectés, et par le fait même, d'aider le système de santé à être « en meilleure santé ».

Même si les recherches sur le test de Fukuda remontent presque en même temps que celle de la marche, il reste néanmoins que l'étude de sa biomécanique, plus particulièrement au niveau du patron de coordination épaules-bassin, est inexistante jusqu'à ce jour. Il serait donc important d'approfondir nos connaissances et théories à ce sujet, afin de permettre aux futurs chercheurs d'élaborer de nouveaux outils cliniques.

Conclusion

Les résultats de cette étude descriptive ont démontré que tous les participants avaient une rotation horizontale des épaules ou du bassin durant le test de Fukuda. Les mouvements de rotation au niveau du bassin étaient principalement dans la direction opposée à la jambe en appui lors de chaque pas, et trois patrons de coordination ont été observés : mouvement synchrone épaule-bassin (patron dominant), mouvement asynchrone et absence de mouvement de bassin. Ces nouvelles connaissances serviront de base pour des études ultérieures avec les participants âgés et des enfants, ainsi qu'avec les personnes ayant des conditions neurologiques.

Bibliographie

- Begon, M., Leardini, A., Belvedere, C., Farahpour, N., & Allard, P. (2015). Effects of frontal and sagittal thorax attitudes in gait on trunk and pelvis three-dimensional kinematics. *Medical Engineering and Physics*, 37(10), 1032–1036. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2015.08.001>
- Belluscio, V., Bergamini, E., Iosa, M., Tramontano, M., Morone, G., & Vannozzi, G. (2018a). The iFST: An instrumented version of the Fukuda Stepping Test for balance assessment. *Gait and Posture*, 60(December 2017), 203–208. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.12.010>
- Belluscio, V., Bergamini, E., Iosa, M., Tramontano, M., Morone, G., & Vannozzi, G. (2018b). The iFST: An instrumented version of the Fukuda Stepping Test for balance assessment. *Gait and Posture*, 60(July 2017), 203–208. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.12.010>
- Bove, M., Courtine, G., & Schieppati, M. (2002). Neck muscle vibration and spatial orientation during stepping in place in humans. *Journal of neurophysiology*, 88(5), 2232-2241.
- Bove, M., Brichetto, G., Abbruzzese, G., Marchese, R., & Schieppati, M. (2004). Neck proprioception and spatial orientation in cervical dystonia. *Brain*, 127(12), 2764–2778. <https://doi.org/10.1093/brain/awh291>
- Bruijn, S. M., Meijer, O. G., van Dieën, J. H., Kingma, I., & Lamoth, C. J. C. (2008). Coordination of leg swing, thorax rotations, and pelvis rotations during gait: The organisation of total body angular momentum. *Gait and Posture*, 27(3), 455–462. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.05.017>
- Bruijn, S. M., Meijer, O. G., Beek, P. J., & van Dieën, J. H. (2013). Assessing the stability of human locomotion: a review of current measures. *Journal of the Royal Society Interface*, 10(83), 20120999.
- Cappozzo, A. (1981). Analysis of the linear displacement of the head and trunk during walking at different speeds. *Journal of Biomechanics*, 14(6), 411-425.
- Cappozzo, A. (1982). Low frequency self-generated vibration during ambulation in normal men. *Journal of Biomechanics*, 15(8), 599–609. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(82\)90071-9](https://doi.org/10.1016/0021-9290(82)90071-9)
- Chapman, M. W., & Kurokawa, M. K. (1968). Some observations on the transverse rotations of the human trunk during locomotion. *Bulletin of Prosthetics Research*, 38-59.
- Crenna, & Frigo, C. (1991). A motor programme for the initiation of forward-oriented movements in humans. *The Journal of Physiology*, 437(1), 635–653. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1991.sp018616>
- Crosbie, J., Vachalathiti, R., & Smith, R. (1997). Patterns of spinal motion during walking. *Gait and Posture*, 5(1), 6–12. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(96\)01066-1](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(96)01066-1)
- Ducroquet, R., Ducroquet, J., & Ducroquet, P. (1965). *La marche et les boiteries: étude des marches normales et pathologiques*. Masson.

- Eke-Okoro, ST, et al. "Alterations in Gait Resulting from Deliberate Changes of Arm-Swing Amplitude and Phase." *Clinical Biomechanics (Bristol)*, vol. 12, no. 7, Elsevier Ltd, 1997, pp. 516–21, [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(97\)00050-8](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(97)00050-8).
- Fukuda, T. (1959). The stepping test: two phases of the labyrinthine reflex. *Acta oto-laryngologica*, 50(1-2), 95-108.
- Fukuda, T. (1959). Vertical writing with eyes covered: A new test of vestibulo-spinal reaction. *Acta oto-laryngologica*, 50(1-2), 26-36.
- Garcia, R. K., Nelson, A. J., Ling, W., & van Olden, C. (2001). Comparing stepping-in-place and gait ability in adults with and without hemiplegia. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(1), 36–42. <https://doi.org/10.1053/apmr.2001.19012>
- Gracovetsky, S. (1985). An hypothesis for the role of the spine in human locomotion: A challenge to current thinking. *Journal of Biomedical Engineering*, 7(3), 205–216. [https://doi.org/10.1016/0141-5425\(85\)90021-4](https://doi.org/10.1016/0141-5425(85)90021-4)
- Grommes, C., & Conway, D. (2011). The stepping test: A step back in history. *Journal of the History of the Neurosciences*, 20(1), 29–33. <https://doi.org/10.1080/09647041003662255>
- Grosterm, J., Lajoie, Y., & Paquet, N. (2021). *The Fukuda Stepping Test Is Influenced by a Concurrent Cognitive Task and Step Height in Healthy Young Adults : A Descriptive Study*. <https://doi.org/10.3138/ptc-2020-0013>
- Herdman, S. J., Clendaniel, R. A., Waltner, P., & O'Brien, C. (2014). *Vestibular rehabilitation* (Fourth edition.). F. A. Davis Company.
- Herman, R., Cook, T., Cozzens, B., & Freedman, W. (1973). Control of Postural Reactions in Man: The Initiation of Gait.
- Huang, Y., Meijer, O. G., Lin, J., Bruijn, S. M., Wu, W., Lin, X., Hu, H., Huang, C., Shi, L., & van Dieën, J. H. (2010). The effects of stride length and stride frequency on trunk coordination in human walking. *Gait and Posture*, 31(4), 444–449. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.01.019>
- Ikeda, Y., Kamiyama, Y., Okuzumi, H., Hirata, S., & Kokubun, M. (2011). Temporal and spatial parameters of stepping in place in children and adults. *Perceptual and Motor Skills*, 113(1), 331–338. <https://doi.org/10.2466/06.11.23.25.26.PMS.113.4.331-338>
- Inman, V. T., Ralston, H. J., & Todd, F. (1981). *Human walking*. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Ivanenko, Y. P., Grasso, R., & Lacquaniti, F. (2000). Influence of leg muscle vibration on human walking. *Journal of Neurophysiology*, 84(4), 1737–1747. <https://doi.org/10.1152/jn.2000.84.4.1737>
- Jian, Winter, D., Ishac, M., & Gilchrist, L. (1993). Trajectory of the body COG and COP during initiation and termination of gait. *Gait & Posture*, 1(1), 9–22. [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(93\)90038-3](https://doi.org/10.1016/0966-6362(93)90038-3)
- Kuo, A. D. (2007). The six determinants of gait and the inverted pendulum analogy: A dynamic walking perspective. *Human movement science*, 26(4), 617-656.

- Kuo, A. D., & Donelan, J. M. (2010). Dynamic principles of gait and their clinical implications. *Physical therapy, 90*(2), 157-174.
- Krebs, D. E., Wong, D., Jevsevar, D., Riley, P. O., & Hodge, W. A. (1992). Trunk kinematics during locomotor activities. *Physical therapy, 72*(7), 505-514.
- Lamoth, C. J.C., Beek, P. J., & Meijer, O. G. (2002). Pelvis-thorax coordination in the transverse plane during gait. *Gait and Posture, 16*(2), 101–114. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(01\)00146-1](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00146-1)
- Lamoth, Claudine J.C., Meijer, O. G., Wuisman, P. I. J. M., van Dieën, J. H., Levin, M. F., & Beek, P. J. (2002). Pelvis-thorax coordination in the transverse plane during walking in persons with nonspecific low back pain. *Spine, 27*(4), 92–99. <https://doi.org/10.1097/00007632-200202150-00016>
- Lamoth, C. J., Daffertshofer, A., Meijer, O. G., & Beek, P. J. (2006). How do persons with chronic low back pain speed up and slow down?: Trunk–pelvis coordination and lumbar erector spinae activity during gait. *Gait & Posture, 23*(2), 230-239.
- Lamoth, C. J., Meijer, O. G., Daffertshofer, A., Wuisman, P. I., & Beek, P. J. (2006). Effects of chronic low back pain on trunk coordination and back muscle activity during walking: changes in motor control. *European Spine Journal, 15*(1), 23-40.
- Leardini, A., Berti, L., Begon, M., & Allard, P. (2013). Effect of trunk sagittal attitude on shoulder, thorax and pelvis three-dimensional kinematics in able-bodied subjects during gait. *PloS One, 8*(10), 1–7. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0077168>
- Malmström, E. M., Fransson, P. A., Jaxmar Bruinen, T., Facic, S., & Tjernström, F. (2017). Disturbed cervical proprioception affects perception of spatial orientation while in motion. *Experimental Brain Research, 235*(9), 2755–2766. <https://doi.org/10.1007/s00221-017-4993-5>
- Murray, M. P. (1967). Gait as a total pattern of movement. *American Journal of Physical Medicine, 46*(1), 290-333.
- Munnings, A., Chisnall, B., Oji, S., Whittaker, M., & Kanegaonkar, R. (2015). Environmental factors that affect the Fukuda stepping test in normal participants. *Journal of Laryngology and Otology, 129*(5), 450–453. <https://doi.org/10.1017/S0022215115000560>
- Nottrodt, J. W., & Manley, P. (1989). Acceptable loads and locomotor patterns selected in different carriage methods. *Ergonomics, 32*(8), 945–957. <https://doi.org/10.1080/00140138908966856>
- Oberg, T., Karsznia, A., & Oberg, K. (1994). Joint angle parameters in gait: reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *Journal of rehabilitation research and development, 31*(3), 199-213.
- Okuzumi, H., Tanaka, A., Haishi, K., Meguro, K. I., Yamazaki, H., & Nakamura, T. (1995). Age-related changes in postural control and locomotion. *Perceptual and motor skills, 81*(3), 991-994.
- Okuzumi, H., Tanaka, A., & Haishi, K. (1997). Relationship between age and head movement during stepping in place by nonhandicapped children and persons with mental retardation. *Perceptual and motor skills, 85*(1), 375-381.
- Perry, J. (1992). *Gait analysis: normal and pathological function*.
- Perry, J., & Tall, F. (2010). “ C. *90*(2), 2008–2011.

- Pontzer, H., et al. "Control and Function of Arm Swing in Human Walking and Running." *Journal of Experimental Biology*, vol. 212, no. 6, 2009, pp. 894–894, <https://doi.org/10.1242/jeb.030478>.
- Prins, M. R., Cornelisse, L. E., Meijer, O. G., van der Wurff, P., Bruijn, S. M., & van Dieën, J. H. (2019). Axial pelvis range of motion affects thorax-pelvis timing during gait. *Journal of Biomechanics*, 95, 109308. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.08.002>
- Romkes, J., & Bracht-Schweizer, K. (2017). The effects of walking speed on upper body kinematics during gait in healthy subjects. *Gait and Posture*, 54, 304–310. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.03.025>
- Rosa, R. G. da, Gomeñuka, N. A., Oliveira, H. B. de, & Peyré-Tartaruga, L. A. (2018). Inclined Weight-Loaded Walking at Different Speeds: Pelvis-Shoulder Coordination, Trunk Movements and Cost of Transport. *Journal of Motor Behavior*, 50(1), 73–79. <https://doi.org/10.1080/00222895.2017.1283292>
- Sartor, C., Alderink, G., Greenwald, H., & Elders, L. (1999). Critical kinematic events occurring in the trunk during walking. *Human Movement Science*, 18(5), 669–679. [https://doi.org/10.1016/S0167-9457\(99\)00037-8](https://doi.org/10.1016/S0167-9457(99)00037-8)
- Saunders, J.B., Inman, V.T., & Eberhart, H.D. (1953). The major determinants in normal and pathological gait. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 35A, 543-558.
- Schmid, M., & Schieppati, M. (2005). Neck muscle fatigue and spatial orientation during stepping in place in humans. *Journal of Applied Physiology*, 99(1), 141–153. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00494.2004>
- Schmitz, T. J., & O’Sullivan, S. B. (2001). *Physical rehabilitation : assessment and treatment* (4th ed.). F.A. Davis.
- Seiwerth, I., Jonen, J., Rahne, T., Schwesig, R., Lauenroth, A., Hullar, T. E., & Plontke, S. K. (2018). Influence of hearing on vestibulospinal control in healthy subjects. *Hno*, 66(July), 49–55. <https://doi.org/10.1007/s00106-018-0520-7>
- Stokes, V. P., Andersson, C., & Forssberg, H. (1989). Rotational and translational movement features of the pelvis and thorax during adult human locomotion. *Journal of Biomechanics*, 22(1), 43–50. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(89\)90183-8](https://doi.org/10.1016/0021-9290(89)90183-8)
- Sutherland, D. H., Olshen, R. I. C. H. A. R. D., Cooper, L., & Woo, S. L. (1980). The development of mature gait. *J Bone Joint Surg Am*, 62(3), 336-353.
- Taylor, N. F., Goldie, P. A., & Evans, O. M. (1999). Angular movements of the pelvis and lumbar spine during self-selected and slow walking speeds. *Gait and Posture*, 9(2), 88–94. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(99\)00004-1](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(99)00004-1)
- Thorstensson, A. L. F., Carlson, H., Zomlefer, M. R., & Nilsson, J. (1982). Lumbar back muscle activity in relation to trunk movements during locomotion in man. *Acta Physiologica Scandinavica*, 116(1), 13-20.
- Thorstensson, A. L. F., Nilsson, J., Carlson, H., & Zomlefer, M. R. (1984). Trunk movements in human locomotion. *Acta Physiologica Scandinavica*, 121(1), 9-22.

- Thurston AJ. Spinal and pelvic kinematics in osteoarthritis of the hip joint. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1985 Jun;10(5):467-71. doi: 10.1097/00007632-198506000-00012. PMID: 4049114.
- van den Hoorn, W., Bruijn, S. M., Meijer, O. G., Hodges, P. W., & van Dieën, J. H. (2012). Mechanical coupling between transverse plane pelvis and thorax rotations during gait is higher in people with low back pain. *Journal of Biomechanics*, 45(2), 342–347. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.10.024>
- van Emmerik, R. E. A., & Wagenaar, R. C. (1996). Effects of walking velocity on relative phase dynamics in the trunk in human walking. *Journal of Biomechanics*, 29(9), 1175–1184. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(95\)00128-X](https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)00128-X)
- Vogt, L., Pfeifer, K., & Banzer, W. (2002). Comparison of angular lumbar spine and pelvis kinematics during treadmill and overground locomotion. *Clinical Biomechanics*, 17(2), 162–165. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(01\)00111-5](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(01)00111-5)
- Waterland, & Shambes, G. M. (1970). Head and shoulder girdle linkage. Stepping in place. *American Journal of Physical Medicine*, 49(5), 279–289.
- Watts, G. (2013). Jacquelin Perry. *The Lancet*, 381(9876), 1454. [https://doi.org/10.1016/s0140-6736\(13\)60916-2](https://doi.org/10.1016/s0140-6736(13)60916-2)
- Weber, K. D., Fletcher, W. A., Gordon, C. R., Melvill Jones, G., & Block, E. W. (1998). Motor learning in the “podokinetic” system and its role in spatial orientation during locomotion. *Experimental Brain Research*, 120(3), 377–385. <https://doi.org/10.1007/s002210050411>
- Winter, David A. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. 4th ed., Wiley, 2009, <https://doi.org/10.1002/9780470549148>.
- Winter. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, 3(4), 193–214. [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(96\)82849-9](https://doi.org/10.1016/0966-6362(96)82849-9)
- Whittle, M. W., & Levine, D. (1999). Three-dimensional relationships between the movements of the pelvis and lumbar spine during normal gait. *Human Movement Science*, 18(5), 681–692. [https://doi.org/10.1016/S0167-9457\(99\)00032-9](https://doi.org/10.1016/S0167-9457(99)00032-9)
- Wu, W., Meijer, O. G., Jutte, P. C., Uegaki, K., Lamoth, C. J., de Wolf, G. S., ... & Beek, P. J. (2002). Gait in patients with pregnancy-related pain in the pelvis: an emphasis on the coordination of transverse pelvic and thoracic rotations. *Clinical biomechanics*, 17(9-10), 678-686.
- Wu, W., Meijer, O. G., Lamoth, C. J., Uegaki, K., van Dieën, J. H., Wuisman, P. I., ... & Beek, P. J. (2004). Gait coordination in pregnancy: transverse pelvic and thoracic rotations and their relative phase. *Clinical Biomechanics*, 19(5), 480-488.