



Universidade de Lisboa
Faculdade de Motricidade Humana



Parâmetros cinemáticos da marcha em idosos portugueses a viver na comunidade: um contributo para uma base de dados normativa.

Dissertação elaborada com vista à obtenção do Grau de Mestre em Exercício e Saúde

Orientador: Doutora Vera Moniz Pereira da Silva

Júri:

Presidente:

Doutor António Prieto Veloso, professor catedrático da Faculdade de Motricidade Humana da Universidade de Lisboa

Vogais:

Doutora Vera Moniz Pereira da Silva, Professora Auxiliar da Faculdade de Motricidade Humana da Universidade de Lisboa

Doutora Rita Noélia da Silva Fernandes, Professora Adjunta da Escola Superior de Saúde do Instituto Politécnico de Setúbal

Duarte Filipe Nunes dos Santos

2019

Agradecimentos

Em primeiro lugar gostaria de agradecer à orientadora da minha dissertação, Professora Doutora Vera Moniz Pereira. A Prof. Moniz Pereira manteve sempre a porta do seu gabinete aberta para qualquer problema ou dúvida que surgisse com a pesquisa ou a escrita da tese. Ela procurou consistentemente que este trabalho fosse só meu, mas sempre que eu perdia o rumo, ela ajudava-me e guiava-me novamente em boa direção.

Gostaria também de agradecer aos técnicos do Laboratório de Biomecânica e Morfologia Funcional por terem oferecido a sua ajuda através da cedência dos recursos necessários para a realização deste estudo.

Por fim, gostaria de agradecer à minha família todo o seu apoio e incentivo.

Índice

| | |
|--|-----|
| Agradecimentos..... | I |
| Índice de Tabelas: | III |
| Índice de Figuras: | IV |
| Abstract: | V |
| Resumo: | VI |
| 1. Introdução: | 1 |
| 2. Metodologia: | 5 |
| 2.1 Desenho do estudo: | 5 |
| 2.2 Participantes: | 5 |
| 2.3 Procedimentos de recolha de dados: | 6 |
| 2.4 Processamento de Dados: | 8 |
| 2.5 Análise Estatística dos Dados: | 11 |
| 3. Resultados: | 12 |
| 4. Discussão: | 22 |
| 5. Referências Bibliográficas: | 26 |

Índice de Tabelas:

| | |
|--|----|
| Tabela 1 - Características dos Participantes..... | 12 |
| Tabela 2 – Valores normativos (média \pm desvio-padrão intersujeito e desvio-padrão intrasujeito) para os parâmetros espaço-temporais..... | 13 |
| Tabela 3 - Valores normativos (média \pm desvio-padrão intersujeito e desvio-padrão intrasujeito) para os picos e amplitudes de movimento angulares no plano sagital..... | 16 |
| Tabela 4 - Valores normativos (média \pm desvio-padrão intersujeito e desvio-padrão intrasujeito) para os picos de velocidade angular no plano sagital..... | 18 |
| Tabela 5 – Valores de correlação bilateral (coeficiente de Spearman) entre parâmetros espaciotemporais e a idade e os testes de terreno (Chair Stand Test, 8 foot Up-and-Go Test e SF-FAB)..... | 20 |
| Tabela 6 – Valores de correlação bilateral (coeficiente de Spearman) entre variáveis pico angulares e amplitudes de movimento angulares e a idade e os testes de terreno (Chair Stand Test, 8 foot Up-and-Go Test e SF-FAB)..... | 21 |
| Tabela 7 – Valores de correlação bilateral (coeficiente de spearman) entre variáveis pico de velocidade angular e a idade e os testes de terreno (Chair Stand Test, 8 foot Up-and-Go Test e SF-FAB)..... | 22 |

Índice de Figuras:

Figura 1 – Perfil angular articular da coxofemoral, joelho, tornozelo, pélvis e tronco no plano sagital, frontal e transversal. A vermelho e a azul encontram-se assinalados o indivíduo com maior e menor score de aptidão funcional, respetivamente. A linha vertical distingue a fase de suporte da fase de suspensão. 15

Figura 2 - Perfil da velocidade angular articular da coxofemoral, joelho e tornozelo no plano sagital, frontal e transversal. A vermelho e a azul encontram-se assinalados o indivíduo com maior e menor score de aptidão funcional, respetivamente. A linha vertical distingue a fase de suporte da fase de suspensão. 17

Abstract:

The aim of the present research was to develop a normative database of gait kinematic parameters in healthy, elderly Portuguese people living in a community. As gait kinematic parameters can be influenced by the individual's functional fitness, this study also aimed to verify the existence of a correlation between functional fitness and gait kinematic parameters. Thirty-one men and women over 60 years old participated in this study. A 3D motion analysis system was used to collect the kinematic data. The variables computed, included spatiotemporal variables, joint angles and joint angular velocities of the hip, knee, ankle, pelvis and the trunk. Spearman correlations were used to determine if there was a linear relation between the gait kinematic variables, gait velocity, age and functional fitness. The results provided a normative database of processed kinematic parameters. Furthermore, the results show that the gait velocity had a higher correlation with different gait parameters than the subjects age and functional fitness. The data obtained can be important support for the intervention of health and exercise professionals working with the elderly people.

Keywords: Elderly; 3D Gait Analysis; Biomechanics; Kinematics; Normative Database; Functional Fitness.

Resumo:

A presente investigação teve como objetivo desenvolver uma base de dados normativa de parâmetros cinemáticos da marcha em idosos portugueses saudáveis a viver em comunidade. Como os parâmetros cinemáticos da marcha podem ser influenciados pela aptidão funcional do indivíduo, este estudo teve também o objetivo de verificar a existência de correlações entre a aptidão funcional e parâmetros cinemáticos da marcha. Neste estudo participaram 31 sujeitos do sexo masculino e feminino, com mais de 60 anos. Para a recolha dos dados cinemáticos foi utilizado um sistema de análise do movimento 3D. As variáveis calculadas incluíam: variáveis espaciotemporais da marcha, ângulos articulares e velocidades angulares articulares da coxofemoral, joelho, tornozelo, pélvis e tronco. Para determinar se existiam relações lineares entre as variáveis cinemáticas da marcha e a velocidade da marcha, a idade e a aptidão funcional foram realizadas correlações de Spearman. Os resultados deste estudo forneceram uma base de dados normativos de parâmetros cinemáticos. Para além disso, é ainda possível observar que a velocidade da marcha tinha uma maior correlação com os diferentes parâmetros da marcha, seguida da aptidão funcional e, por fim, da idade. Os dados obtidos neste estudo poderão ser um importante suporte na intervenção dos profissionais de saúde e exercício em idosos.

Palavras-chave: Envelhecimento; Análise 3D da Marcha; Biomecânica; Cinemática; Dados Normativos; Aptidão funcional.

1. Introdução:

A marcha constitui uma das atividades mais importantes e complexas realizadas pelo ser humano, sendo adquirida durante o primeiro ano de vida e atingindo a sua maturidade cerca dos 7, até aos 60 anos (Prince, Corriveau, Hébert, & Winter, 1997). O ato de caminhar é uma tarefa sensoriomotora que se caracteriza pelo movimento do corpo suportado por sucessivos apoios realizados por uma perna e pela outra (Prince et al., 1997), e que depende do equilíbrio, habilidade de uma pessoa controlar o centro de massa do corpo em relação à base de suporte quando estático ou em movimento, e da mobilidade, habilidade de se movimentar de forma independente e segura de um lado para o outro (Rose, 2010). Ao ser uma tarefa sensoriomotora o seu sucesso está dependente da integração complexa e simultânea do sistema sensorial (que inclui como componentes periféricas os sistemas visual, somatosensorial e vestibular) que nos dá informação sobre a posição do nosso corpo no espaço, e do sistema motor, crítico na produção do movimento do corpo, sendo ambos afetados pelo sistema cognitivo, que está encarregue de interpretar as informações sensoriais recebidas e de planear a ação motora subsequente (Aboutorabi, Arazpour, Bahramizadeh, Hutchins, & Fadayevatan, 2016; Rose, 2010; Prince et al., 1997).

Encontra-se bem documentado na literatura que, com o envelhecimento, ocorrem alterações nos sistemas sensorial, motor e cognitivo, tais como a redução da acuidade visual, somatosensorial e vestibular, a diminuição da força muscular e da amplitude de movimento e o aumento do tempo de reação, que modificam o padrão de marcha típico (Rose, 2010; McGibbon, 2003; Prince et al., 1997; Winter, Patla, Frank, & Walt, 1990). Ainda que algumas destas alterações possam estar também relacionadas com o desenvolvimento de condições clínicas, verifica-se que parte do declínio no desempenho da marcha é inevitável mesmo em idosos saudáveis, sendo difícil separar os efeitos gerais do envelhecimento, dos efeitos particulares de determinadas condições clínicas (Kaczmarczyk, Wiszomirska, Błażkiewicz, Wychowański, & Wit, 2017). Independentemente das alterações nos sistemas corporais encontram-se relacionadas com a idade ou com o desenvolvimento de condições clínicas, a deterioração do padrão de marcha está fortemente associada ao aumento de resultados adversos tais como, quedas, demência, imobilidade e mortalidade precoce, o que dá importância à análise da marcha (Aboutorabi et al., 2016; Verghese et al., 2006; Hollman, McDade, & Petersen, 2011). A deterioração da habilidade de caminhar pode ainda afetar a qualidade de vida, através da perda de independência, e da aptidão funcional (Hollman et al., 2011).

A avaliação de parâmetros cinemáticos fornece dados concretos sobre a performance global da marcha permitindo caracterizar, não só o padrão de marcha típico, como também padrões correlacionados com determinadas condições clínicas. Ao conhecer-se quais as alterações que estão correlacionadas com o envelhecimento, bem como com condições clínicas, é possível desenvolver e desenhar estratégias que visem prevenir o desenvolvimento de resultados adversos, melhorando assim a qualidade de vida da população idosa.

Para se perceber melhor quais os parâmetros que definem a performance da marcha e posteriormente identificar perturbações no mesmo, é necessário numa primeira fase caracterizar o padrão de marcha típico em relação à idade. Nesse sentido, vários foram os estudos que procuraram identificar esses mesmos parâmetros, uns obtendo dados normativos de indivíduos saudáveis, outros obtendo dados de base populacional, i.e., incluindo a representatividade de todos os indivíduos. No entanto, ainda são escassos os dados normativos para muitos parâmetros da marcha e, de entre os estudos que relatam valores de referência, existe uma grande variabilidade nos resultados (Hollman et al., 2011).

Segundo Kaczmarczyk et al., 2017, a partir dos 50 anos de idade começam a manifestar-se as primeiras alterações no padrão de marcha típico, no entanto só a partir dos 60 anos é que se começam a evidenciar alterações significativas em alguns parâmetros da marcha, tais como na velocidade da marcha, na duração da passada e na duração da fase de suporte bilateral, em mulheres. Entre os 19 e os 62 anos verifica-se um declínio por década de 2.5% e de 4.5%, e a partir dos 62 anos verifica-se um declínio de 16% e de 12% na velocidade da marcha em homens e mulheres, respetivamente (Himann, Cunningham, Rechnitzer, & Paterson, 1988).

Na caracterização do padrão de marcha em relação à idade, os parâmetros cinemáticos são os que têm sido alvo de maior análise, uma vez que são mais facilmente medidos/ avaliados no terreno. Com o envelhecimento tende a verificar-se o desenvolvimento de uma marcha mais cuidadosa /estável, caracterizada pela redução da velocidade de marcha, do comprimento do passo e de passada, um aumento da largura de passada, um aumento da duração da fase de suporte e de suporte bilateral e uma redução da duração da fase de suspensão e da duração do passo e da passada (Aboutorabi et al., 2016; Afiah, Nakashima, Loh, & Muraki, 2016; Boyer, Johnson, Banks, Jewell, & Hafer, 2017; Cruz-Jimenez, 2017; Herssens et al., 2018; Hollman et al., 2011; Kaczmarczyk et al., 2017; Kerrigan, Todd, Della Croce, Lipsitz, & Collins, 1998; Lee et al., 2017; Oberg, Karsznia, & Oberg, 1993; Oh-Park, Holtzer, Xue, & Verghese, 2010;

Prince et al., 1997; Samson et al., 2001). Verifica-se ainda uma diminuição do *minimum toe clearance*¹ (Alcock, Vanicek, & O'Brien, 2013; Begg & Sparrow, 2006).

Em relação ao efeito da idade sobre variáveis angulares, tais como ângulos articulares, amplitudes de movimento e velocidades angulares dos membros inferiores durante o ciclo da marcha, o consenso é reduzido. Ao compilar os resultados de diferentes estudos, Boyer et al., (2017) refere que existe um efeito reduzido da idade sobre a cinemática da coxofemoral e do joelho e um efeito moderado sobre a cinemática do tornozelo. Especificamente, alguns autores referem que não se verificam diferenças significativas na magnitude dos ângulos articulares da coxofemoral, joelho e tornozelo com o envelhecimento (Afiah et al., 2016; Schloemer, Thompson, Silder, Thelen, & Siston, 2017). Por outro lado, noutros estudos são verificadas diferenças significativas em diferentes articulações e segmentos do membro inferior. Nomeadamente, com o envelhecimento parece haver um aumento da inclinação anterior da pélvis (Aboutorabi et al., 2016; Cruz-Jimenez, 2017; Prince et al., 1997). Ao nível da coxofemoral, alguns estudos verificam uma redução do pico de extensão e um aumento da flexão durante a transição entre a fase de suporte e a fase de suspensão (Aboutorabi et al., 2016; Boyer et al. 2017; Cruz-Jimenez, 2017; Prince et al., 1997). Na articulação do joelho verifica-se uma diminuição da flexão durante a fase inicial de suspensão e a fase de suspensão e uma diminuição da extensão durante o contacto inicial (Aboutorabi et al., 2016; Alcock et al., 2013; Boyer et al., 2017; Prince et al., 1997). No tornozelo verifica-se uma diminuição da dorsiflexão durante a fase de suspensão e durante o contacto inicial e uma diminuição da plantarflexão durante a fase inicial de suspensão (Aboutorabi et al., 2016; Alcock et al., 2013; Anderson & Madigan, 2014; Begg & Sparrow, 2006; Boyer et al., 2017; Cruz-Jimenez, 2017; Prince et al., 1997). Com o envelhecimento, verifica-se ainda um atraso no timing do pico dos ângulos articulares (Afiah et al., 2016; Schloemer et al., 2017). Em relação à amplitude de movimento das articulações coxofemoral, joelho e tornozelo é consensual referir-se que existe uma diminuição da amplitude de movimento (Aboutorabi et al., 2016; Anderson & Madigan, 2014; Boyer et al., 2017; Cruz-Jimenez, 2017). Poucos estudos existem a focar outras variáveis cinemáticas, como as velocidades angulares, importantes pela sua relação com a produção de potência articular e a transferência de energia entre segmentos. Relativamente à velocidade angular articular da coxofemoral, joelho e tornozelo verifica-se que não existem diferenças significativas nos valores pico, no entanto foram verificadas diferenças significativas no timing dos valores pico ao longo do ciclo da marcha (Afiah et al., 2016; Schloemer et al., 2017; Winter, 1991). Segundo Schloemer et al. (2017), os

¹ *Minimum toe clearance* – distância mínima entre o ponto mais distal do pé (os dedos) e o solo, durante a fase de suspensão.

idosos, quando comparados com os jovens demonstram na coxofemoral uma menor amplitude da velocidade angular durante a fase final do suporte, no plano sagital, e um segundo pico de extensão tardio (Afiah et al., 2016), um atraso no segundo pico de flexão e de extensão da velocidade angular do joelho e um atraso no segundo pico de plantarflexão e de dorsiflexão da velocidade angular do tornozelo.

Recentemente, houve um aumento da utilização de medidas de variabilidade na caracterização da performance da marcha, uma vez que estas podem ser mais sensíveis na quantificação de alterações relacionadas com a idade, bem como com determinadas condições clínicas. Em populações saudáveis, as medidas de variabilidade tendem a permanecer estáveis ao longo do tempo (Herrens et al., 2018). No entanto, com a idade, indivíduos que são mais propícios a quedas apresentam uma maior variabilidade espacial e temporal, i.e., apresentam uma maior variabilidade da duração da passada, da fase de suporte, de suporte bilateral e de suspensão, do comprimento de passo e de passada, do *toe clearance* mínimo (Ambrose, Paul, & Hausdorff, 2013; Hamacher, Singh, Van Dieen, Heller, & Taylor, 2011), dos ângulos articulares da coxofemoral, joelho e tornozelo durante toda a fase do suspensão em todos os planos e apresentam uma maior variabilidade dos ângulos articulares da coxofemoral e do tornozelo durante a fase de suporte no plano frontal, comparativamente com indivíduos que não caem (Kobayashi, Hobara, Matsushita, & Mochimaru, 2014).

Algumas das limitações destacadas para os estudos mencionados anteriormente são: amostras reduzidas (1), faixas etárias reduzidas (2), amostras apenas com mulheres (3), reduzido número de ensaios realizados (4), diferentes métodos e sistemas de recolha do movimento, 2D e 3D (5), diferentes métodos e cálculos de tratamento de dados (6) e a elevada variabilidade dos valores de referência relatados entre estudos, verificando-se a falta de consenso na influência da idade em alguns parâmetros cinemáticos, tais como, ângulos articulares, amplitudes de movimento, velocidades angulares e *toe clearance*, bem como em medidas de variabilidade (7).

Por outro lado, parece que não só a idade, mas também a aptidão funcional, tem influência nas alterações do padrão de marcha (Kobayashi & Ogata, 2018; Paulson & Gray, 2015). Num estudo desenvolvido por Paulson & Gray (2015), onde procurou-se investigar as diferenças em parâmetros da marcha entre idosos com elevada e baixa funcionalidade, foi relatado que apenas a velocidade da marcha se diferenciava significativamente entre grupos, os indivíduos com baixa funcionalidade caminham 13% mais devagar. Apesar de não se terem verificado diferenças significativas para os restantes parâmetros avaliados, observou-se que os indivíduos com baixa funcionalidade apresentavam um menor comprimento de passo, uma maior duração da

fase de suporte e da fase de suporte bilateral e uma menor duração da fase de suspensão (Paulson & Gray, 2015). Segundo Kobayashi & Ogata, (2018), idosos com menor pontuação no *Two-Step Test*² apresentam durante a fase final de suporte uma menor plantarflexão, menor amplitude de movimento da coxofemoral, do joelho e do tornozelo no plano sagital, bem como uma menor duração da fase de suspensão, comparativamente com idosos com pontuações mais altas. São, no entanto, necessárias mais investigações que procurem descrever esta relação, nomeadamente no que se relaciona com ângulos articulares, amplitudes de movimento e velocidade angular.

Considerando que, um estudo contendo apenas indivíduos saudáveis permite refletir melhor sobre os efeitos do envelhecimento natural na performance da marcha (Oh-Park et al., 2010), o objetivo principal deste estudo é estabelecer uma base de dados normativa de parâmetros cinemáticos (lineares e angulares) da marcha em idosos portugueses saudáveis a viver em comunidade. Para o profissional do exercício, o conhecimento da relação existente entre a aptidão funcional e o padrão de marcha é de elevada importância, uma vez que a sua intervenção é personalizada ao nível de aptidão funcional do idoso e que, entre idosos saudáveis, existe uma grande heterogeneidade relativamente ao nível de aptidão funcional. Assim sendo, como objetivo secundário, este estudo pretende verificar se existe uma correlação entre a aptidão funcional e parâmetros cinemáticos da marcha.

2. Metodologia:

2.1 Desenho do estudo:

Tendo em consideração o objetivo proposto, bem como os argumentos e questões colocadas, este estudo é observacional, de carácter transversal, contendo uma parte descritiva e outra analítica, (Bonita, Beaglehole, & Kjellstrom, 2010). Este é o tipo de desenho mais indicado, uma vez que o investigador procura fazer a descrição da norma da cinemática da marcha na população idosa e procura relacioná-la com a aptidão funcional, não realizando qualquer tipo de intervenção.

2.2 Participantes:

O tamanho da amostra foi calculado com base nos estudos de Cohen (1988) considerando um teste bicaudal, com nível de significância de 5%, uma potência de 80% e um tamanho de efeito mínimo de 0,5. Deste modo, obteve-se um número mínimo de 28 participantes. No entanto, com o objetivo de aumentar a precisão dos dados

² O *Two-Step Test* é um teste que avalia o comprimento de passada máximo e encontra-se significativamente associado com a habilidade de caminhar.

normativos obtidos e tendo em conta a possibilidade de alguns participantes faltarem às avaliações e/ou não cumprirem todos os critérios de inclusão, 50 participantes do projeto “Biomecânica da Locomoção em Idosos. Fatores Determinantes na Redução do Risco de Fratura” (PTDC/DES/72946/2006) foram convidados a participar.

Foram considerados como critérios de inclusão ter mais de 60 anos, viver de forma autónoma na comunidade e ser capaz de caminhar de forma independente, sem o uso de auxiliares de marcha. Como critérios de exclusão foram considerados ter uma condição clínica (neurológica, musculoesquelética ou outra) que afete o padrão de marcha. Em específico foram excluídos indivíduos com Alzheimer, Parkinson, outras doenças neurológicas, osteoartrose, próteses, diabetes, glaucoma e cataratas, síndrome de ménière. Deste modo, a amostra deste estudo acabou por ser constituída por 31 sujeitos, de ambos os sexos (15 do sexo feminino e 16 do sexo masculino).

Todos os participantes assinaram um consentimento informado. O Conselho de Ética da Faculdade de Motricidade Humana, Universidade de Lisboa, aprovou o protocolo de estudo.

2.3 Procedimentos de recolha de dados:

No primeiro dia de recolhas os participantes responderam a um questionário sobre saúde e quedas, e realizaram 6 testes de aptidão funcional. O questionário de saúde perguntava acerca de informações demográfica, saúde em geral, medicação ingerida (e doenças associadas) e historial de quedas. Este questionário foi aplicado com o intuito de selecionar os participantes que cumpriam com os critérios de inclusão e exclusão anteriormente mencionados. Com os testes de aptidão funcional aplicados procurou-se avaliar a força, potência e coordenação dos membros inferiores através do *8 foot Up-and-Go Test* e do *Chair Stand Test*, ambos pertencentes à bateria de testes *Senior Fitness Test* (Rikli & Jones, 1999), e o equilíbrio, através da aplicação de 4 itens pertencentes à bateria de testes *Fullerton Advanced Balance Scale* (Rose, Lucchese, & Wiersma, 2006). A soma dos resultados dos 4 testes de equilíbrio representam uma pontuação total, com um máximo de 16 pontos.

No segundo dia de recolhas, foram recolhidas algumas medidas antropométricas (a massa corporal, a estatura e a altura trocantérica) e foi realizado o teste de captura do movimento da marcha.

Para a realização da análise cinemática da marcha foi solicitado aos participantes que se encontrassem descalços e vestissem camisola e calções pretos. Foi lhes colocado marcadores refletivos no tronco, na bacia, nas coxas, nas pernas e nos pés, tendo por base o *Calibrated Anatomical System Technique* (Cappozzo, Catani, Della Croce, & Leardini, 1995). Especificamente, foram colocados 6 marcadores no tronco, uma no bordo superior de cada acrómio, uma na apófise espinhosa da C7 e três

na área do esterno (localizadas onde o efeito dos tecidos moles e a colinearidade é evitada). Na pélvis foi colocado um marcador em cada espinha íliaca pósterio-superior e dois ao longo de cada crista íliaca. Como grande parte dos sujeitos apresentava excesso de peso, a identificação das espinhas íliacas ântero-superiores foi realizada por meio de um ponteiro de digitalização, criando marcadores virtuais. Também foi colocado um marcador em cada epicôndilo femoral medial e lateral, em cada maléolo medial e lateral e no topo da cabeça do primeiro e quinto metatarso. Foram ainda adicionados nos pés, um marcador no calcanhar, outro lateralmente no meio do pé e um terceiro entre a cabeça dos dois metatarsos. Finalmente é de referir que foi colocado um *cluster*³ em cada coxa e em cada perna.

A análise quantitativa da marcha foi efetuada através da utilização de um sistema de análise do movimento 3D, constituído por 8 camaras infravermelhas de alta velocidade (Oqus 300, Qualisys AB, Sweden), trabalhando a uma frequência de amostragem de 200Hz. As camaras que constituem o sistema de análise imitem iluminação infravermelha durante a recolha, que é refletida pelos marcadores refletores e de seguida é captada pelas camaras. Cada camara irá captar a posição de cada marca refletora em duas dimensões, sendo necessário que pelo menos uma segunda camara capte também a posição das marcas para que esta seja reconstruída a três dimensões. Os dados captados foram processados e sincronizados utilizando o software Qualisys Track Manager (version 2.17 (build 3900), Qualisys AB, Sweden).

Para este estudo as camaras foram colocadas em torno do laboratório, direcionadas para o centro, de forma a que fosse possível recolher pelo menos dois ciclos de marcha, um esquerdo e um direito. As lentes foram configuradas de modo a obter-se uma imagem focada e nítida do máximo de marcadores possível. Após a otimização da imagem das camaras, foi realizada a calibração do espaço, utilizando uma estrutura rígida em L, para definir o referencial global, e movendo uma varinha com um comprimento pré-definido por todo o volume de captura. Este processo permite ao sistema determinar a posição e orientação das câmaras e da varinha, reduzindo e dando a conhecer ao utilizador o erro de captura.

Durante a recolha dos dados referentes à performance da marcha foi pedido aos sujeitos que caminhassem naturalmente, a uma velocidade auto selecionada, ao longo de um corredor com 14m. Antes da recolha foi solicitado aos participantes que fizessem alguns ensaios de modo a que ficassem familiarizados e confortáveis com a tarefa. Foram recolhidos aproximadamente 10 ensaios, cada um compreendendo duas passadas (uma liderada pela perna direita e outra pela perna esquerda).

³ Cluster – conjunto de marcadores fixados numa placa rígida;

2.4 Processamento de Dados:

Para cada um dos 31 sujeitos avaliados foram selecionados para análise seis ensaios dinâmicos em que a maioria dos marcadores eram visíveis e um ensaio estático. Cada um dos ensaios dinâmicos foi reduzido temporalmente ao período de interesse, i. e. dois ciclos de marcha (portanto, 12 ciclos de marcha no total, por participante), um esquerdo e um direito. Após selecionado o período de interesse de cada ensaio foram identificados todos os marcadores, procurando que estivessem identificados corretamente durante todo o período de interesse. Este processo foi efetuado através do software Qualisys Track Manager (version 2.17 (build 3900), Qualisys AB, Sweden).

De seguida, utilizando o software Visual3D (Professional Version v6.01.22, C-Motion, Inc, Rockville, USA), foi construindo um modelo de 8 segmentos (tronco, pélvis, duas coxas, duas pernas e dois pés). O tronco foi construído segundo o modelo da extremidade superior, também designado de modelo RAB desenvolvido por Rab, Petuskey, & Bagley, (2002). Para a definição do tronco foi necessário criar três marcadores virtuais, o sacro (SACR) situado na meia distância entre as duas cristas ilíacas póstero-superiores e dois pontos situados no ponto mais lateral do tubérculo superior da crista ilíaca, designados de RIGHT_ILIAC e LEFT_ILIAC. Posto isto, o tronco foi definido pelo ponto médio entre o RIGHT_ILIAC e LEFT_ILIAC e por dois pontos anatómicos palpáveis, o acrómio esquerdo e direito (RAC e LAC). A pélvis foi construída segundo o modelo CODA, utilizando para isso os quatro marcadores das espinhas ilíacas (2 virtuais situados nas espinhas ilíacas ântero-superiores (RASIS e LASIS) e 2 nas espinhas ilíacas póstero-superiores (RPSIS e LPSIS)). A coxa foi definida pelo centro articular coxofemoral (RIGHT_HIP e LEFT_HIP) e por dois marcadores anatómicos, o epicôndilo femoral lateral e medial (RLK, LLK, RMK e LMK). O centro articular coxofemoral coincide com a extremidade proximal (e origem) da coxa que foi determinado segundo a equação de regressão proposta por Bell, Pedersen, & Brand, (1990). A perna foi construída utilizando o centro articular do joelho (RIGHT_KNEE e LEFT_KNEE), que corresponde à meia distância entre o epicôndilo femoral lateral e medial, e por 2 marcadores anatómicos palpáveis, o maléolo lateral e medial (RLA, LLA, RMA e LMA). O pé foi definido pelo centro articular do tornozelo (RIGHT_ANKLE e LEFT_ANKLE), que corresponde à meia distância entre o maléolo lateral e medial, e por dois marcadores palpáveis, o primeiro e quinto metatarso (RMT1, LMT1, RMT5 e LMT5). De modo a minimizar o erro de medição e o efeito dos tecidos moles foi aplicado ao modelo o método de otimização global, também designado de cinemática inversa, descrito por Lu & O'Connor (1999), sendo permitidas as rotações em torno dos 3 eixos (XYZ), no entanto foram restringidas todas as translações. Num estudo anterior, foi verificado que esta seria a escolha mais ponderada em termos de

algoritmo de determinação da posição e orientação dos segmentos para esta amostra e este *set up* experimental (Moniz-Pereira, Cabral, Carnide, & Veloso, 2014). Os dados cinemáticos foram suavizados utilizando o filtro passa baixo *Butterworth* de 4ª ordem com uma frequência de corte de 10Hz.

Neste estudo foram processados parâmetros cinemáticos espaciais, temporais e espaço-temporais.

Primeiramente foi calculado a velocidade da marcha, a cadência, a duração do ciclo da marcha, da suporte, do suporte bilateral e da suspensão, a duração e o comprimento do passo e da passada, a largura da passada e o *minimum toe clearance*. Estes parâmetros foram calculados tendo como base 2 eventos da marcha (*toe-off* e *heel strike*). A definição dos eventos do ciclo da marcha foi obtida segundo o algoritmo desenvolvido por Zeni, Richards, & Higginson (2008), este algoritmo calcula os eventos sem o uso da plataforma de forças e para isso baseia-se na posição dos marcadores do pé. A decisão pela utilização deste método deve-se ao facto de muitos dos indivíduos não pisarem corretamente ou nem sequer pisarem a plataforma de força, impedindo a utilização de um método que tivesse como base a plataforma.

O *Minimum Toe Clearance* foi determinado como sendo a menor posição da extremidade distal do pé relativamente ao eixo vertical, durante a fase de suspensão.

De seguida, procedeu-se ao cálculo dos ângulos articulares. Para o cálculo dos ângulos articulares do tronco, coxofemoral, joelho e tornozelo foi utilizada a sequência de rotação XYZ de Cardan, cuja sequência envolve 3 passos, rotação em torno do eixo médio-lateral (X), rotação em torno do eixo ântero-posterior (Y) e rotação em torno do eixo vertical (Z). Em torno do eixo do X ocorre a flexão/extensão, no eixo do Y ocorre a abdução/adução e no eixo do Z ocorre a rotação externa/interna, sendo considerados positivos os movimentos de flexão, abdução e rotação externa. Os ângulos articulares foram definidos como o movimento do segmento distal em relação ao segmento proximal. Para o cálculo dos ângulos articulares da pélvis/bacia foi aplicada uma sequência de rotação distinta, tendo sido aplicada a sequência de rotação ZYX de Cardan (Baker, 2001). O ângulo absoluto pélvis foi definido tendo como referência o sistema de referência global virtual. Uma vez que os participantes caminhavam em sentidos opostos durante os ensaios, a criação de um laboratório virtual permite que os ângulos absolutos da pélvis fossem consistentes (em termos de sinal), independentemente do sentido em que os participantes caminhavam. Em torno do eixo do Z ocorre a rotação axial para a esquerda/direita, no eixo do Y ocorre a inclinação lateral para esquerda/direita e no eixo do X ocorre a inclinação anterior e posterior, sendo considerados positivos os movimentos de rotação axial para a esquerda, inclinação lateral para esquerda e a inclinação anterior.

A velocidade angular articular é o vetor que descreve a velocidade relativa angular de um segmento em relação a outro segmento e foi calculada para a articulação coxofemoral, joelho e tornozelo no eixo do X, Y e Z (foram considerados positivos os movimentos de flexão, abdução e rotação externa, consistente com os respectivos ângulos).

Por fim, para a coxofemoral, joelho e tornozelo foram calculados os picos de ângulos articulares, os picos de velocidades angulares articulares e a amplitude de movimento angular no plano sagital, ao longo de todo o ciclo da marcha. Para a pélvis e tronco apenas foram calculados os picos de ângulos articulares e a amplitude de movimento angular, no plano sagital.

Com respeito à articulação coxofemoral, o ângulo pico de extensão foi detetado durante a pré-fase de suspensão, e o pico de flexão foi detetado durante a fase de intermédia de suspensão, a amplitude de movimento angular foi calculada entre estes valores máximos. Para o joelho, o ângulo pico de extensão foi detetado durante a fase final do suporte, o primeiro ângulo pico de flexão durante a fase intermédia do suporte, e o segundo pico de flexão durante a fase inicial de suspensão, a amplitude de movimento angular foi calculada entre o pico de extensão e o segundo pico de flexão. Em relação ao tornozelo, o primeiro ângulo pico de plantarflexão foi detetado durante a fase de transferência do suporte, o segundo pico de plantarflexão durante a fase inicial de suspensão, o primeiro pico de dorsiflexão durante a fase final do suporte e o segundo pico de dorsiflexão durante a fase intermédia de suspensão, a amplitude de movimento angular foi calculada entre o segundo pico de plantarflexão e o primeiro pico de dorsiflexão. Ao nível da pélvis, o primeiro ângulo pico de flexão foi detetado durante a fase de transferência do suporte, o segundo pico de flexão durante a fase inicial de suspensão, o primeiro pico de extensão durante a fase intermédia do suporte e o segundo pico de extensão durante a fase intermédia de suspensão, a amplitude de movimento angular foi determinada entre estes valores máximo. Por fim para o tronco, o primeiro ângulo pico de extensão foi detetado durante a fase de transferência do suporte, o segundo pico de extensão durante a fase inicial de suspensão, o primeiro pico de flexão durante a fase intermédia do suporte e o segundo pico de flexão durante a fase intermédia de suspensão, a amplitude de movimento angular foi determinada entre estes valores máximo.

Os valores pico de velocidade angular da articulação coxofemoral, primeiro pico de extensão, segundo pico de extensão e pico de flexão foram detetados durante a fase intermédia do suporte, a fase final de suspensão e a fase inicial de suspensão, respetivamente. Para a articulação do joelho, o primeiro pico de extensão, o segundo pico de extensão, o primeiro pico de flexão e o segundo pico de flexão da velocidade

angular foram detetados durante a fase intermédia do suporte, fase final de suspensão, fase de transferência do suporte e a fase inicial de suspensão, respetivamente. Finalmente ao nível do tornozelo, o primeiro pico de plantarflexão, o segundo pico de plantarflexão, o primeiro pico de dorsiflexão e o segundo pico de dorsiflexão da velocidade angular foram detetados durante a pré-fase de suspensão, a fase final de suspensão, a fase de transferência do suporte e a fase inicial de suspensão, respetivamente.

2.5 Análise Estatística dos Dados:

Para a caracterização da amostra foram calculados a média e o desvio padrão da idade, altura, massa corporal, índice de massa corporal, altura trocantérica, FAB reduzido, *Chair Stand Test* e *8 foot Up-and-Go Test*, para a amostra em estudo.

Uma vez verificado que não existiam diferenças significativas entre a passada direita e a esquerda para as variáveis em questão, foi calculada a média e desvio padrão intra e interindividual de todos os ciclos (mínimo 10 ciclos para cada participante) para cada uma das variáveis.

Foram criados em Microsoft Excel (Microsoft Office Professional Plus 2016, Microsoft Corporation, USA) gráficos do perfil angular articular da coxofemoral, joelho, tornozelo, pélvis e tronco e do perfil da velocidade angular articular da coxofemoral, joelho e tornozelo, nos 3 planos de movimento, com a média +/- 1 desvio padrão de todos os ciclos e participantes da amostra. Foi ainda adicionado aos gráficos o participante com maior e menor score total de aptidão funcional. O score total de aptidão funcional foi calculado através da soma dos resultados obtidos no *Chair Stand Test*, no *8 Foot Up and Go Test* e no *SF-FAB* (Moniz-Pereira et al., 2013).

Para determinar se a amostra possuía distribuição normal foi utilizado o teste de *Shapiro-Wilk*. Foi verificado igualmente se havia uma relação linear entre as variáveis cinemáticas da marcha, a idade e as variáveis de aptidão funcional. Uma vez que nem todas as variáveis verificavam os pressupostos para a realização de correlações de Pearson, foram realizadas correlações de Spearman, utilizando o software IBM SPSS Statistics (version 25.0), para determinar a relação entre as variáveis medidas e a idade e os testes de terreno (*Chair Stand Test*, *8 Foot Up and Go Test* e *SF-FAB*). Como as diferenças nos parâmetros cinemáticos da marcha podem também ter uma relação com a velocidade da marcha, estas correlações foram também determinadas. O nível de significância utilizado foi de $p < 0,05$, sendo que as correlações apenas eram consideradas como aceitáveis quando acima de 0,5.

3. Resultados:

Na tabela 1 são apresentadas informações sobre características demográficas, testes de terreno e quedas. A amostra deste estudo tem uma idade média de 71.6 ± 4.9 anos, um índice de massa corporal médio de $26.9 \pm 3.3 \text{ kg/m}^2$, uma pontuação média no SF-FAB de 14.5 ± 2.0 pontos, um número médio de repetições no *Chair Stand Test* de 18.3 ± 5.1 e um tempo médio no *8 foot Up-and-Go Test* de 4.9 ± 0.9 segundos.

Tabela 1 - Características dos Participantes

| | Média \pm Desvio Padrão (N=31) | Mínimo | Máximo | Mediana |
|--|--|---------------|---------------|----------------|
| Idade (anos) | 71.6 ± 4.9 | 63 | 81 | 72 |
| Altura (m) | 1.62 ± 0.09 | 1.45 | 1.82 | 1.61 |
| Massa Corporal (kg) | 70.7 ± 13.1 | 50.5 | 95 | 69 |
| IMC (kg/m^2) | 26.9 ± 3.3 | 22.1 | 36.2 | 26.8 |
| Altura Trocântérica (m)² | 0.87 ± 0.06 | 0.75 | 1.00 | 0.86 |
| SF-FAB (pontos) | 14.5 ± 2.0 | 7 | 16 | 15 |
| <i>Chair Stand Test</i> (reps.) | 18.3 ± 5.1 | 10 | 28 | 18 |
| <i>8 foot Up-and-Go Test</i> (seg.) | 4.9 ± 0.9 | 3.4 | 7.2 | 5.1 |

Na tabela 2 estão registados os valores obtidos relativamente aos parâmetros espaço-temporais. Em média os participantes deste estudo caminham a uma velocidade normal de $1.29 \pm 0.25 \text{ m/s}$, com um comprimento de passo de $0.64 \pm 0.09 \text{ m}$ e uma cadência de 120 ± 11 passos/minuto. Os participantes apresentam ainda uma duração média do ciclo a marcha de $1.0 \pm 0.1 \text{ s}$, da fase de suporte de $63.3 \pm 2.1\%$, da fase de suporte bilateral de $26.6 \pm 3.9\%$ e da fase de suspensão de $36.7 \pm 2.1\%$. O Minimum Toe Clearance médio foi de $0.04 \pm 0.01 \text{ m}$.

Tabela 2 – Valores normativos (média ± desvio-padrão intersujeito e desvio-padrão intrasujeito) para os parâmetros espaço-temporais

| | Todos (N=31) | |
|---|--------------------------|-------------------------------|
| | Média ± Desvio-padrão | Desvio-padrão intrasujeito |
| Velocidade da marcha (m/s) | 1.29 ± 0.25 | - |
| Cadência (passos/min.) | 120 ± 11 | 4 |
| Duração Ciclo da marcha (s) | 1.0 ± 0.1 | 0.02 |
| Duração fase de suporte (s) | 0.6 ± 0.1 | 0.02 |
| Duração da fase de suporte (%) | 63.3 ± 2.1 | - |
| Duração fase de suspensão (s) | 0.4 ± 0.03 | 0.02 |
| Duração da fase de suspensão (%) | 36.7 ± 2.1 | - |
| Duração fase de suporte bilateral (s) | 0.3 ± 0.1 | 0.03 |
| Duração da fase de suporte bilateral (%) | 26.6 ± 3.9 | - |
| Duração do passo (s) | 0.5 ± 0.1 | 0.02 |
| Comprimento do passo (m) | 0.64 ± 0.09 | 0.02 |
| Comprimento da passada (m) | 1.29 ± 0.18 | 0.04 |
| Largura da passada (m) | 0.09 ± 0.02 | 0.01 |
| Minimum toe clearance (m) | 0.04 ± 0.01 | 0.003 |

O perfil angular da coxofemoral, joelho, tornozelo, pélvis e tronco nos três planos de ação, durante o ciclo da marcha, encontra-se descrito na figura 1, e os valores pico dos ângulos articulares e as amplitudes de movimento angular articular no plano sagital encontram-se descritas na tabela 3.

No plano sagital, a curva da articulação coxofemoral caracteriza-se pela presença de um pico de extensão ($-3.3^\circ \pm 9.1^\circ$) durante a pré-fase de suspensão, seguido de um pico de flexão ($39.7^\circ \pm 6.2^\circ$) durante a fase intermédia da suspensão. A amplitude de movimento média da coxofemoral é de $47.3^\circ \pm 7.2^\circ$. A curva da articulação do joelho caracteriza-se pela presença de um primeiro pico de flexão ($25.9^\circ \pm 5.3^\circ$) durante a fase intermédia de suporte, seguido de um pico de extensão ($8.3^\circ \pm 4.8^\circ$) durante a fase final de suporte e um segundo pico de flexão ($63.4^\circ \pm 5.4^\circ$) durante a fase inicial de suspensão. A amplitude de movimento média do joelho é de $58.4^\circ \pm 5.8^\circ$. A curva do joelho caracteriza-se pela presença de um primeiro pico de plantarflexão ($64.7^\circ \pm 3.3^\circ$) durante a fase de transferência do suporte, seguida de um primeiro pico de dorsiflexão ($82.1^\circ \pm 3.1^\circ$) durante a fase final do suporte, um segundo pico de plantarflexão ($55.5^\circ \pm 6.5^\circ$) durante a fase inicial da suspensão e um segundo pico de dorsiflexão ($72.9^\circ \pm 2.5^\circ$) durante a fase intermédia de suspensão. A amplitude de movimento média do tornozelo é de $27.9^\circ \pm 3.7^\circ$. A curva da pélvis caracteriza-se pela presença de um primeiro pico de inclinação anterior, seguido de um primeiro pico de inclinação posterior, um segundo pico de inclinação anterior e um segundo pico de

inclinação posterior, durante a fase de transferência do suporte, fase intermédia do suporte, fase inicial de suspensão e fase intermédia de suspensão, respetivamente. A amplitude de movimento média da pélvis é de $6.7^{\circ} \pm 2.9^{\circ}$. Por fim, a curva do tronco caracteriza-se por um primeiro pico extensão, seguido de um primeiro pico de flexão, um segundo pico de extensão e um segundo pico de flexão durante a fase de transferência do suporte, fase intermédia do suporte, fase inicial de suspensão e fase intermédia de suspensão, respetivamente. A amplitude de movimento angular articular do tronco é de $8.5^{\circ} \pm 3.2^{\circ}$.

No plano frontal, o perfil angular da coxofemoral caracteriza-se pela presença de um pico de abdução e um pico de adução durante a fase de transferência do suporte e a fase inicial de suspensão, respetivamente. O perfil angular do joelho caracteriza-se pela presença de um primeiro pico de abdução, um primeiro pico de adução, um segundo pico de abdução e um segundo pico de adução durante a fase de transferência do suporte, a fase intermédia do suporte, a fase inicial de suspensão e a fase final de suspensão, respetivamente. O perfil angular do tornozelo caracteriza-se pela presença de um primeiro pico de abdução, seguido de um primeiro pico de adução, um segundo pico de abdução e um segundo pico de adução, durante a fase de transferência do suporte, a pré-fase de suspensão, a fase inicial da suspensão e a fase final da suspensão, respetivamente. O perfil angular da pélvis caracteriza-se pela presença de uma inclinação lateral para a direita durante a fase de transferência do suporte, seguida de uma inclinação lateral para a esquerda durante a fase inicial da suspensão. Por fim, o perfil angular do tronco caracteriza-se pela presença de uma flexão lateral para a esquerda durante a fase de transferência do suporte, seguida de uma flexão lateral para a direita durante a fase inicial da suspensão.

Marcha: Ângulos Articulares

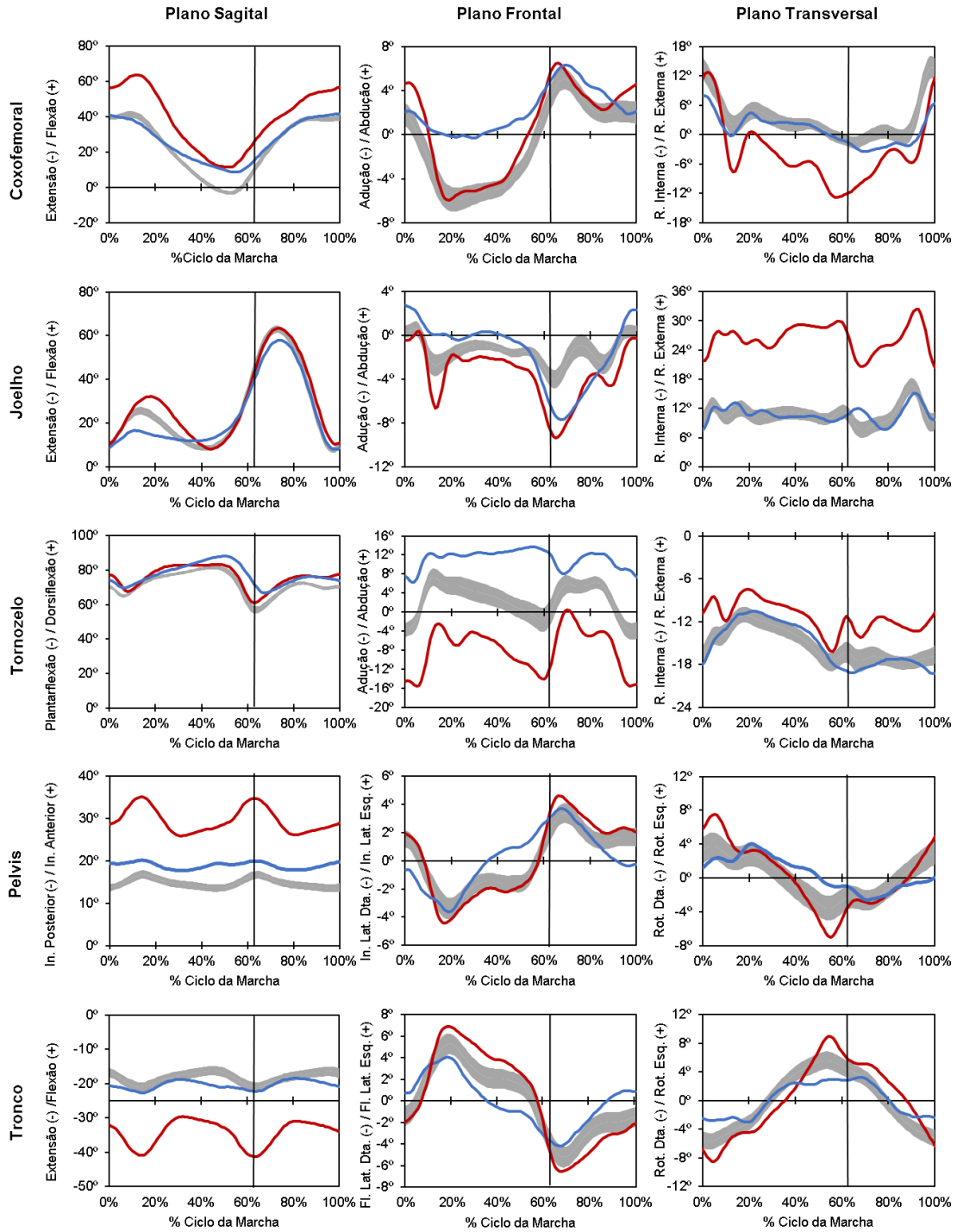


Figura 1 – Perfil angular articular da coxofemoral, joelho, tornozelo, pélvis e tronco no plano sagital, frontal e transversal. A vermelho e a azul encontram-se assinalados o indivíduo com maior e menor score de aptidão funcional, respetivamente. A linha vertical distingue a fase de suporte da fase de suspensão.

Tabela 3 - Valores normativos (média \pm desvio-padrão intersujeito e desvio-padrão intrasujeito) para os picos e amplitudes de movimento angulares no plano sagital

| | Todos (N=31) | |
|-------------------------|------------------------------|-------------------------------|
| | Média \pm Desvio-padrão | Desvio-padrão intrasujeito |
| Coxofemoral | | |
| Extensão | -3.3 \pm 9.1 | 1.1 |
| Flexão | 39.7 \pm 6.2 | 1.5 |
| ADM ⁴ | 47.3 \pm 7.2 | 3.3 |
| Joelho | | |
| 1º Flexão | 25.9 \pm 5.3 | 1.7 |
| Extensão | 8.3 \pm 4.8 | 1.3 |
| 2º Flexão | 63.4 \pm 5.4 | 1.5 |
| ADM | 58.4 \pm 5.8 | 2.4 |
| Tornozelo | | |
| 1º Plantarflexão | 64.7 \pm 3.3 | 0.9 |
| 1º Dorsiflexão | 82.1 \pm 3.1 | 1.0 |
| 2º Plantarflexão | 55.5 \pm 6.5 | 1.9 |
| 2º Dorsiflexão | 72.9 \pm 2.5 | 0.9 |
| ADM | 27.9 \pm 3.7 | 2.0 |
| Pélvis | | |
| 1º Inclinação Anterior | 17.3 \pm 6.4 | 0.9 |
| 1º Inclinação Posterior | 12.9 \pm 5.9 | 0.8 |
| 2º Inclinação Anterior | 17.1 \pm 6.4 | 0.9 |
| 2º Inclinação Posterior | 12.9 \pm 5.8 | 0.8 |
| ADM | 6.7 \pm 2.9 | 1.2 |
| Tronco | | |
| 1º Extensão | -21.5 \pm 7.0 | 1.4 |
| 1º Flexão | -15.7 \pm 0.7 | 1.3 |
| 2º Extensão | -21.6 \pm 7.1 | 1.3 |
| 2º Flexão | -15.8 \pm 6.5 | 1.3 |
| ADM | 8.5 \pm 3.2 | 1.4 |

O perfil da velocidade angular da coxofemoral, joelho e tornozelo nos três planos de ação durante o ciclo da marcha, encontra-se descrito na figura 2 e os valores pico de velocidade angular no plano sagital encontram-se descritos na tabela 4.

No plano sagital, a curva da velocidade angular da coxofemoral descreve um primeiro pico de velocidade de extensão (-182.2 \pm 47.6 °/s) durante a fase intermédia de suporte, seguido de um pico de flexão (224.1 \pm 56.6 °/s) durante a fase inicial da suspensão e

⁴ ADM – Amplitude de Movimento

terminando num segundo pico de extensão (-17.4 ± 22.1 °/s) durante a fase final da suspensão. A curva do joelho descreve um primeiro pico de velocidade de flexão (184.6 ± 51.5 °/s) durante a fase de transferência do suporte, seguido de um primeiro pico de extensão (-108.9 ± 38.6 °/s) durante a fase intermédia de suporte, um segundo pico de flexão (372.4 ± 60.0 °/s) durante a fase inicial de suspensão e um segundo pico de extensão (-381.4 ± 49.1 °/s) durante a fase final de suspensão. Por fim, a curva do tornozelo descreve um primeiro pico de velocidade de dorsiflexão (113.7 ± 28.1 °/s) durante a fase de transferência do suporte, seguido de um pico de plantarflexão (-313.0 ± 57.6 °/s) durante a pré-fase de suspensão, um segundo pico de dorsiflexão (142.2 ± 41.9 °/s) durante a fase inicial de suspensão e um segundo pico de plantarflexão (-59.5 ± 35.8 °/s) durante a fase final de suspensão.

Marcha: Velocidade Angular Articular

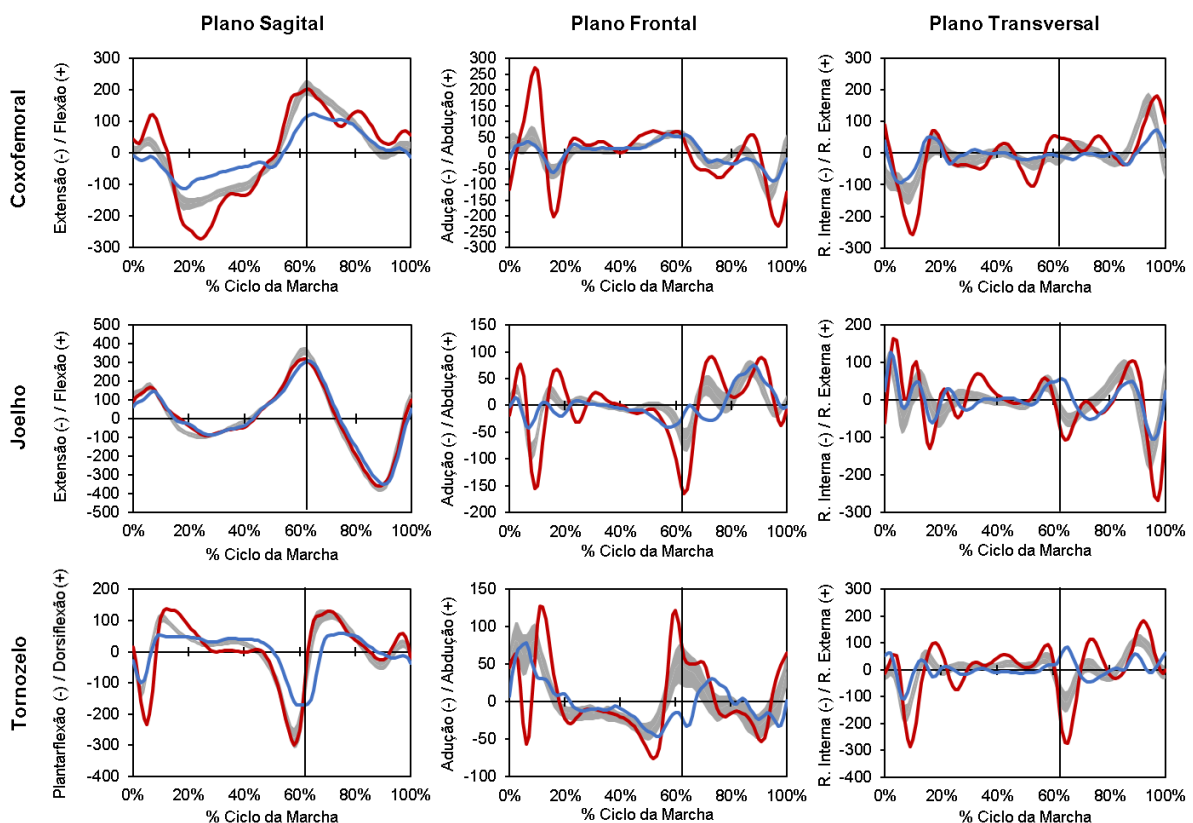


Figura 2 - Perfil da velocidade angular articular da coxofemoral, joelho e tornozelo no plano sagital, frontal e transversal. A vermelho e a azul encontram-se assinalados o individuo com maior e menor score de aptidão funcional, respetivamente. A linha vertical distingue a fase de suporte da fase de suspensão.

Tabela 4 - Valores normativos (média ± desvio-padrão intersujeito e desvio-padrão intrasujeito) para os picos de velocidade angular no plano sagital.

| | Todos (N=31) | |
|--------------------|-----------------------|----------------------------|
| | Média ± Desvio-padrão | Desvio-padrão intrasujeito |
| Coxofemoral | | |
| 1ª Extensão | -182.2 ± 47.6 | 23.9 |
| Flexão | 224.1 ± 56.6 | 28.3 |
| 2ª Extensão | -17.4 ± 22.1 | 20.6 |
| Joelho | | |
| 1ª Flexão | 184.6 ± 51.5 | 26.5 |
| 1ª Extensão | -108.9 ± 38.6 | 17.7 |
| 2ª Flexão | 372.4 ± 60.0 | 24.6 |
| 2ª Extensão | -381.4 ± 49.1 | 21.4 |
| Tornozelo | | |
| 1ª Dorsiflexão | 113.7 ± 28.1 | 15.8 |
| 1ª Plantarflexão | -313.0 ± 57.6 | 29.2 |
| 2ª Dorsiflexão | 142.2 ± 41.9 | 20.5 |
| 2ª Plantarflexão | -59.5 ± 35.8 | 17.5 |

Nas tabelas 5, 6 e 7 encontram-se descritas as correlações existentes entre parâmetros cinemáticos, e a idade e os testes de terreno. No que se refere a correlações com parâmetros espaço-temporais, observou-se que o *8 foot Up-and-Go Test* encontra-se fortemente correlacionado com a velocidade de marcha ($r=-0.50$), o comprimento do passo ($r=-0.59$), o comprimento de passada ($r=-0.60$) e o minimum toe clearance ($r=-0.53$), e que o SF-FAB encontra-se fortemente correlacionado com o comprimento do passo ($r=0.51$) e o comprimento da passada ($r=0.52$). Não foi observada qualquer correlação forte, >0.5 , entre os parâmetros espaço-temporais e a idade, nem entre os parâmetros espaço-temporais e o *Chair Stand Test*. No que respeita a correlações com parâmetros cinemáticos angulares, observou-se que apenas o segundo pico de velocidade de flexão do joelho ($r=-0.54$) se encontrava fortemente associado com o *Chair Stand Test*. A idade, o *8 foot Up-and-Go Test* e o SF-FAB não apresentaram qualquer tipo de correlação forte com os parâmetros cinemáticos angulares. Não se verificaram correlações forte entre variáveis de variabilidade de parâmetros cinemáticos lineares e angulares, e a idade e os testes de terreno.

Neste estudo observou-se ainda as correlações existentes entre a velocidade de marcha e os vários parâmetros cinemáticos lineares e angulares. No que se refere a correlações com parâmetros espaço-temporais, foi possível verificar que a velocidade de marcha encontra-se fortemente correlacionada com a cadência ($r=0.71$), a duração do ciclo

da marcha ($r=-0.71$), a duração da fase de suporte em segundos ($r=-0.78$), a duração da fase de suporte bilateral ($r=-0.87$), a duração do passo ($r=-0.70$), o comprimento da passada ($r=0.90$) e com o comprimento do passo ($r=0.90$). Verificou-se também a existência de correlações fortes com algumas variáveis de variabilidade espaço-temporais, tais como a variabilidade da duração do ciclo da marcha, da duração da fase de suporte em segundo, da duração da fase de suspensão em segundos e da duração do passo. Em relação a correlações com parâmetros cinemáticos angulares, não se verificou qualquer tipo de correlação forte entre a velocidade de marcha e variáveis de valores pico angulares, no entanto verificaram-se correlações fortes entre a velocidade de marcha e amplitudes de movimento angular, bem como variáveis de valores pico de velocidades angulares. A amplitude de movimento da coxofemoral ($r=0.73$) e do joelho ($r=0.56$), o primeiro pico de velocidade de extensão ($r=-0.76$) e de flexão ($r=0.64$) da coxofemoral, o primeiro pico de velocidade de flexão ($r=0.66$), o primeiro pico de extensão ($r=-0.81$), o segundo pico de flexão ($r=0.75$) e o segundo pico de extensão ($r=-0.64$) do joelho e o primeiro pico de velocidade de dorsiflexão ($r=0.56$) e o segundo pico de dorsiflexão ($r=0.55$) do tornozelo encontram-se fortemente correlacionados com a velocidade de marcha.

Tabela 5 – Valores de correlação bilateral (coeficiente de Spearman) entre parâmetros espaciotemporais e a idade e os testes de terreno (Chair Stand Test, 8 foot Up-and-Go Test e SF-FAB)

| | Idade | | Chair Stand Test | | 8 foot Up-and-Go Test | | SF-FAB | |
|---|----------|---------|------------------|---------|-----------------------|---------|-------------|---------|
| | Spearman | p-value | Spearman | p-value | Spearman | p-value | Spearman | p-value |
| Velocidade da Marcha (m/s) | -0.35 | 0.05* | 0.36 | 0.05* | -0.50 | <0.01** | 0.42 | 0.02* |
| Cadência (passos/min.) | -0.17 | 0.37 | 0.29 | 0.11 | -0.21 | 0.27 | 0.18 | 0.34 |
| Duração Ciclo da Marcha (s) | 0.18 | 0.34 | -0.29 | 0.12 | 0.19 | 0.29 | -0.16 | 0.39 |
| Duração fase de suporte (s) | 0.14 | 0.45 | -0.29 | 0.10 | 0.26 | 0.17 | -0.24 | 0.20 |
| Duração fase de suporte (%) | 0.16 | 0.39 | -0.34 | 0.06 | 0.38 | 0.04* | -0.38 | 0.03* |
| Duração fase de suspensão (s) | 0.08 | 0.65 | -0.10 | 0.59 | -0.08 | 0.68 | 0.19 | 0.31 |
| Duração fase de suspensão (%) | -0.17 | 0.35 | 0.34 | 0.06 | -0.38 | 0.04* | 0.39 | 0.03* |
| Duração fase de suporte bilateral (s) | 0.17 | 0.37 | -0.34 | 0.06 | 0.39 | 0.03* | -0.38 | 0.04* |
| Duração fase de suporte bilateral (%) | 0.22 | 0.24 | -0.35 | 0.06 | 0.40 | 0.03* | -0.44 | 0.01* |
| Duração do passo (s) | 0.17 | 0.38 | -0.29 | 0.12 | 0.20 | 0.27 | -0.17 | 0.36 |
| Comprimento do passo (m) | -0.32 | 0.08 | 0.36 | 0.05* | -0.59 | <0.01** | 0.51 | <0.01** |
| Comprimento da passada (m) | -0.32 | 0.08 | 0.36 | 0.05* | -0.60 | <0.01** | 0.52 | <0.01** |
| Largura da Passada (m) | -0.17 | 0.37 | 0.36 | 0.05* | -0.24 | 0.22 | 0.35 | 0.05* |
| Minimum Toe Clearance (m) | -0.31 | 0.09 | 0.43 | 0.02* | -0.53 | <0.01** | 0.29 | 0.10 |
| Variabilidade da duração de suporte | -0.07 | 0.69 | 0.01 | 0.96 | 0.13 | 0.49 | -0.04 | 0.83 |
| Variabilidade da duração de suspensão | -0.17 | 0.35 | 0.06 | 0.76 | 0.11 | 0.55 | -0.23 | 0.22 |
| Variabilidade da duração de suporte bilateral | -0.03 | 0.87 | 0.28 | 0.12 | -0.23 | 0.21 | 0.08 | 0.66 |
| Variabilidade da duração do passo | -0.06 | 0.75 | -0.14 | 0.44 | 0.25 | 0.18 | -0.16 | 0.38 |
| Variabilidade do comprimento do passo | 0.02 | 0.94 | -0.02 | 0.89 | 0.10 | 0.58 | -0.19 | 0.29 |
| Variabilidade da largura de passada | -0.2 | 0.28 | 0.14 | 0.46 | -0.12 | 0.52 | 0.09 | 0.64 |
| Variabilidade do Minimum Toe Clearance | -0.42 | 0.02* | 0.07 | 0.72 | -0.08 | 0.66 | 0.17 | 0.37 |

*correlação significativa ao nível 0.05

**correlação significativa ao nível 0.01

Tabela 6 – Valores de correlação bilateral (coeficiente de Spearman) entre variáveis pico angulares e amplitudes de movimento angulares e a idade e os testes de terreno (*Chair Stand Test*, *8 foot Up-and-Go Test* e *SF-FAB*)

| | Idade | | <i>Chair Stand Test</i> | | <i>8 foot Up-and-Go Test</i> | | <i>SF-FAB</i> | |
|-------------------------|----------|---------|-------------------------|---------|------------------------------|---------|---------------|---------|
| | Spearman | p-value | Spearman | p-value | Spearman | p-value | Spearman | p-value |
| Coxofemoral | | | | | | | | |
| Extensão | 0.24 | 0.19 | -0.06 | 0.73 | 0.23 | 0.22 | -0.39 | 0.03* |
| Flexão | -0.16 | 0.39 | -0.02 | 0.91 | 0.29 | 0.11 | -0.36 | 0.05* |
| ADM | -0.36 | 0.04* | 0.44 | 0.81 | -0.19 | 0.31 | 0.35 | 0.06 |
| Joelho | | | | | | | | |
| 1º Flexão | -0.01 | 0.95 | -0.17 | 0.36 | 0.06 | 0.76 | 0.03 | 0.88 |
| Extensão | 0.35 | 0.05* | -0.15 | 0.41 | 0.27 | 0.14 | -0.39 | 0.03* |
| 2º Flexão | -0.02 | 0.93 | -0.04 | 0.83 | 0.18 | 0.32 | 0.01 | 0.98 |
| ADM | -0.08 | 0.65 | 0.12 | 0.56 | -0.18 | 0.32 | 0.34 | 0.06 |
| Tornozelo | | | | | | | | |
| 1º Plantarflexão | ≤-0.01 | 0.99 | -0.21 | 0.25 | -0.02 | 0.91 | 0.01 | 0.95 |
| 1º Dorsiflexão | 0.03 | 0.88 | -0.13 | 0.49 | 0.29 | 0.12 | -0.17 | 0.37 |
| 2º Plantarflexão | 0.05 | 0.79 | -0.17 | 0.36 | 0.31 | 0.09 | -0.15 | 0.43 |
| 2º Dorsiflexão | -0.01 | 0.94 | -0.03 | 0.87 | ≤0.01 | 0.99 | -0.01 | 0.97 |
| ADM | 0.07 | 0.71 | 0.11 | 0.55 | -0.29 | 0.12 | 0.15 | 0.41 |
| Pélvis | | | | | | | | |
| 1º Inclinação Anterior | 0.15 | 0.41 | -0.07 | 0.72 | 0.29 | 0.12 | -0.35 | 0.05* |
| 1º Inclinação Posterior | 0.13 | 0.47 | ≤-0.01 | 0.99 | 0.20 | 0.28 | -0.36 | 0.05* |
| 2º Inclinação Anterior | 0.15 | 0.41 | -0.08 | 0.68 | 0.29 | 0.11 | -0.35 | 0.05* |
| 2º Inclinação Posterior | 0.12 | 0.53 | ≤0.01 | 0.99 | 0.21 | 0.26 | -0.36 | 0.04* |
| ADM | 0.03 | 0.86 | -0.27 | 0.14 | 0.28 | 0.13 | 0.05 | 0.77 |
| Tronco | | | | | | | | |
| 1º Extensão | -0.16 | 0.40 | 0.29 | 0.11 | -0.25 | 0.18 | 0.20 | 0.27 |
| 1º Flexão | -0.17 | 0.36 | 0.24 | 0.19 | -0.27 | 0.14 | 0.28 | 0.13 |
| 2º Extensão | -0.17 | 0.37 | 0.29 | 0.11 | -0.26 | 0.17 | 0.18 | 0.34 |
| 2º Flexão | -0.14 | 0.46 | 0.22 | 0.23 | -0.25 | 0.17 | 0.28 | 0.13 |
| ADM | -0.05 | 0.79 | -0.18 | 0.34 | 0.49 | 0.32 | 0.04 | 0.85 |

*correlação significativa ao nível 0.05

**correlação significativa ao nível 0.01

Tabela 7 – Valores de correlação bilateral (coeficiente de spearman) entre variáveis pico de velocidade angular e a idade e os testes de terreno (Chair Stand Test, 8 foot Up-and-Go Test e SF-FAB)

| | Idade | | Chair Stand Test | | 8 foot Up-and-Go Test | | SF-FAB | |
|--------------------|----------|---------|------------------|---------|-----------------------|---------|----------|---------|
| | Spearman | p-value | Spearman | p-value | Spearman | p-value | Spearman | p-value |
| Coxofemoral | | | | | | | | |
| 1ª Extensão | 0.29 | 0.11 | -0.15 | 0.43 | 0.22 | 0.24 | -0.33 | 0.07 |
| Flexão | -0.14 | 0.46 | -0.04 | 0.85 | -0.02 | 0.94 | 0.08 | 0.68 |
| 2ª Extensão | -0.13 | 0.48 | -0.12 | 0.51 | 0.08 | 0.65 | 0.09 | 0.64 |
| Joelho | | | | | | | | |
| 1ª Flexão | -0.03 | 0.88 | 0.09 | 0.64 | -0.22 | 0.22 | 0.31 | 0.09 |
| 1ª Extensão | 0.24 | 0.19 | -0.12 | 0.53 | 0.26 | 0.15 | -0.39 | 0.03* |
| 2ª Flexão | -0.17 | 0.37 | ≤0.01 | 0.99 | -0.11 | 0.55 | 0.23 | 0.21 |
| 2ª Extensão | 0.15 | 0.41 | -0.15 | 0.43 | 0.21 | 0.25 | -0.17 | 0.37 |
| Tornozelo | | | | | | | | |
| 1ª Dorsiflexão | -0.25 | 0.89 | 0.10 | 0.59 | -0.12 | 0.52 | 0.14 | 0.46 |
| 1ª Plantarflexão | ≤0.01 | 0.98 | -0.19 | 0.30 | 0.28 | 0.12 | -0.14 | 0.45 |
| 2ª Dorsiflexão | -0.07 | 0.71 | 0.27 | 0.14 | -0.49 | ≤0.01** | 0.22 | 0.23 |
| 2ª Plantarflexão | -0.31 | 0.09 | -0.07 | 0.690 | -0.06 | 0.76 | -0.15 | 0.43 |

*correlação significativa ao nível 0.05

**correlação significativa ao nível 0.01

4. Discussão:

O objetivo principal deste estudo foi desenvolver uma base de dados normativa de parâmetros cinemáticos (lineares e angulares) da marcha em idosos portugueses saudáveis a viver em comunidade. Como os parâmetros cinemáticos da marcha podem ser influenciados pela aptidão funcional do indivíduo, este estudo teve também o objetivo de verificar se existe uma correlação entre a aptidão funcional e parâmetros cinemáticos da marcha.

Nos últimos anos, alguns estudos procuraram desenvolver bases de dados normativas, ou estabelecer valores de referência para a marcha (Afiah et al., 2016; Hollman et al., 2011; Kaczmarczyk et al., 2017; Oberg et al., 1993; Oh-Park et al., 2010; Prince et al., 1997; Samson et al., 2001; Winter, 1991), no entanto muitos deles obtiveram dados de base populacional e focaram-se apenas na análise da cinemática linear da marcha. Deste modo, este estudo é um dos primeiros a desenvolver uma base de dados normativos não só da cinemática linear, como também da cinemática angular a 3D em idosos saudáveis a viver em comunidade. As forças deste estudo incluem, por isso, a utilização apenas de sujeitos saudáveis, sem qualquer tipo de condição clínica que afetasse o padrão motor da marcha, o cumprimento do número mínimo da amostra, a utilização de um método de análise do movimento 3D e a apresentação de dados dos 3 planos de movimento. Assim sendo, este estudo tem uma contribuição significativa ao nível da caracterização da cinemática linear e

angular da marcha na população idosa saudável a viver na comunidade e da relação existente entre a performance da marcha e a aptidão funcional.

Algumas limitações devem ser consideradas neste estudo. A amostra deveria conter um maior número de participantes de diferentes faixas etárias, dado que com o envelhecimento as alterações do padrão de marcha aumentam. E deveria conter um maior número de participantes com funcionalidade reduzida, de modo a permitir uma melhor caracterização do padrão de marcha e das correlações existentes entre a aptidão funcional e os parâmetros cinemáticos.

Neste estudo, os valores reportados ao nível dos parâmetros espaciotemporais, tais como, velocidade de marcha (1.29 ± 0.25 m/s), o comprimento da passada (1.29 ± 0.18 m), a duração da fase de suporte (0.6 ± 0.1 s), a duração da fase de suspensão (0.4 ± 0.03 s) e o *minimum toe clearance* (0.04 ± 0.01 m), são largamente consistentes com a literatura. Por exemplo, estudos que utilizaram uma metodologia de análise do movimento 3D reportaram valores médios de velocidade de marcha entre 1.25 ± 0.17 m/s (Afiah et al., 2016) e 1.33 ± 0.17 m/s (Kobayashi et al., 2014), de comprimento de passada entre 1.22 ± 11.5 m (Afiah et al., 2016) e 1.3 ± 0.2 m (Alcock et al., 2013), de duração da fase de suporte de 0.6 ± 0.1 s (Afiah et al., 2016; Kobayashi et al., 2014), de duração da fase de suspensão de 0.4 ± 0.2 s (Afiah et al., 2016) e de *minimum toe clearance* de 0.04 ± 0.01 m (Kobayashi et al., 2014). Estudos que utilizaram uma metodologia de análise do movimento 2D reportaram valores médios de velocidade da marcha, de comprimento da passada e de duração da fase de suspensão inferiores aos de estudos que utilizaram metodologias 3D.

Comparativamente com os dados reportados na literatura para jovens e jovens adultos, no que diz respeito aos parâmetros espaço-temporais, os idosos deste estudo caminham a uma velocidade inferior, com um menor comprimento de passada e passo, com uma maior fase de suporte e de suporte bilateral e uma menor fase de suspensão (Aboutorabi et al., 2016; Herssens et al., 2018; Oberg et al., 1993).

O presente estudo apresenta um perfil angular da coxofemoral, joelho, tornozelo e pélvis semelhante ao evidenciado em vários estudos, no plano sagital (Afiah et al., 2016; DeVita & Hortobagyi, 2000; Kerrigan, Lee, Collins, Riley, & Lipsitz, 2001; Kerrigan, Todd, Della Croce, et al., 1998; Ko, Ling, Winters, & Ferrucci, 2009; Kobayashi & Ogata, 2018; Schloemer et al., 2017; Winter, 1991). Os valores obtidos para a amplitude de movimento da coxofemoral, joelho e tornozelo, no plano sagital, são consistentes com os valores obtidos em diversos estudos, no entanto o mesmo não se verifica com os valores pico dos ângulos articulares (Afiah et al., 2016; Alcock et al., 2013; Kerrigan et al., 2001; Kerrigan, Todd, Della Croce, et al., 1998; Ko et al., 2009). Estas diferenças entre estudos podem ser explicadas pela utilização de diferentes conjuntos de marcadores, diferentes modelos para a construção dos segmentos

corporais, diferentes formas de definir os referenciais dos segmentos e diferentes métodos para os cálculos dos ângulos articulares. Ao nível do plano frontal e transversal, este estudo apresenta um perfil angular da coxofemoral, joelho, tornozelo e pélvis semelhante ao evidenciado em 2 estudos (Fukuchi, Fukuchi, & Duarte, 2018; Kobayashi & Ogata, 2018). Não foram encontrados estudos que reportassem valores pico dos ângulos articulares no plano frontal e transversal.

Comparativamente com jovens e jovens adultos, no que respeita ao perfil angular da coxofemoral, joelho e tornozelo no plano sagital, os idosos apresentam uma curva idêntica (Fernandes, Armada-da-Silva, Pool-Goudaazward, Moniz-Pereira, & Veloso, 2016; Kerrigan, Todd, & Della Croce, 1998). Ao nível dos picos angulares, no plano sagital, verificou-se que os idosos na articulação coxofemoral apresentam um menor pico de extensão durante a pré-fase de suspensão e um maior pico de flexão durante a fase intermédia de suspensão, na articulação do joelho apresentam um menor pico de flexão durante a fase intermédia de suporte e na articulação do tornozelo apresentam uma menor dorsiflexão durante a fase final de suporte, quando comparados com jovens e jovens adultos (Fernandes et al., 2016). No plano frontal, o perfil angular da coxofemoral apresenta uma curva semelhante à de jovens e jovens adultos, verificando-se um menor ângulo pico de abdução durante a fase intermédia de suspensão, a curva do perfil angular do joelho é diferente e a curva do perfil angular do tornozelo é idêntica, no entanto apresenta um amplitude de valores distinta (Fernandes et al., 2016). No plano transversal, os idosos apresentam uma curva do perfil angular da coxofemoral, joelho e tornozelo diferente da dos jovens e jovens adultos (Fernandes et al., 2016). As diferenças no plano frontal e transversal podem ser explicadas pela maior sensibilidade ao erro de medida, derivado do efeito dos tecidos moles, uma vez que os sujeitos presentes neste estudo apresentam um IMC bastante superior.

O perfil da velocidade angular da coxofemoral, joelho e tornozelo deste estudo é coerente com o apresentado na literatura, no plano sagital (Afiah et al., 2016; Schloemer et al., 2017; Winter, 1991), no entanto não foram encontrados estudos onde fosse definido o perfil da velocidade angular no plano frontal e transversal. Os valores pico da velocidade angular da coxofemoral, joelho e tornozelo, no plano sagital, são semelhantes aos verificados na literatura (Afiah et al., 2016). A diferença dos valores obtidos devesse à utilização de um conjunto marcadores diferente, bem como de um modelo de construção dos segmentos e de definição dos referenciais dos segmentos diferente.

Encontra-se bem documentado na literatura que com o envelhecimento ocorrem alterações no padrão de marcha, contudo neste estudo não se verificou qualquer correlação forte entre a idade e os parâmetros cinemáticos da marcha, tendo sido verificadas correlações fortes entre a velocidade de marcha e os parâmetros cinemáticos. Segundo Alcock et al.,

(2013), algumas das alterações provocadas pela idade são resultado da redução da velocidade, devido ao facto de existir uma relação linear de força moderada entre estas duas variáveis. Neste estudo, tal como em Alcock et al., (2013), a velocidade de marcha tem um poder explicativo maior que a idade na interpretação da variação de vários parâmetros cinemáticos, nomeadamente do comprimento de passada, da duração do ciclo da marcha, da duração da fase de suporte e da duração da fase de suporte bilateral, amplitudes de movimento e parâmetros de variabilidade temporal.

No que respeita às correlações entre os teste de terreno da aptidão funcional e os parâmetros cinemáticos, este estudo evidenciou algumas correlações fortes, que até agora não tinham sido relatadas. Observou-se que a velocidade da marcha, o minimum toe clearance, o comprimento de passo e de passada encontram-se negativamente correlacionados com o *8 foot Up-and-Go Test*, indicando que pessoas com maiores velocidades de marcha, comprimentos de passada e minimum toe clearance obtêm um menor tempo neste teste, i.e., têm maior aptidão funcional, mais especificamente, agilidade. Verificou-se ainda que o comprimento de passo e de passada estão positivamente correlacionados com SF-FAB, indicando que pessoas com maiores comprimentos de passo e de passada obtêm uma maior pontuação neste teste, i. e., têm melhor equilíbrio. A correlação forte evidenciada entre o *8 foot Up-and-Go Test* e a velocidade da marcha é consistente com Gray, Paulson, & Powers, 2016.

Segundo o presente estudo, das três relações analisadas (parâmetros da marcha – idade, parâmetros da marcha – velocidade e parâmetros da marcha – aptidão funcional), aquela que demonstrou uma maior correlação com os parâmetros da marcha foi a velocidade. A velocidade da marcha possui uma maior correlação com os diferentes parâmetros cinemáticos da marcha, seguida da aptidão funcional e, por fim, da idade.

Concluindo, este estudo fornece normas robustas de parâmetros cinemáticos lineares e angulares da marcha de idosos saudáveis a viver em comunidade e analisa a relação existente entre parâmetros da marcha e a idade, a velocidade da marcha e a aptidão funcional. Este estudo não encontrou qualquer efeito da idade e observou que as correlações dos parâmetros da marcha com a velocidade são mais fortes que as verificadas com a aptidão funcional. Deste modo, os dados aqui obtidos tornam-se um importante suporte na intervenção dos profissionais de saúde e exercício com idosos. Contudo, são necessários mais trabalhos que quantifiquem parâmetros cinemáticos em diferentes faixas etárias, tanto em jovens como em idosos, pesquisas que quantifiquem mais parâmetros cinemáticos angulares, tais como a velocidade angular, e que quantifiquem estes mesmos parâmetros nos três planos de movimento. Por fim, é necessário também um maior aprofundamento do

conhecimento acerca da relação existente entre os parâmetros da marcha e a aptidão funcional, bem como entre a velocidade da marcha e a aptidão funcional.

5. Referências Bibliográficas:

- Aboutorabi, A., Arazpour, M., Bahramizadeh, M., Hutchins, S. W., & Fadayeveatan, R. (2016). The effect of aging on gait parameters in able-bodied older subjects: a literature review. *Aging Clinical and Experimental Research*. <https://doi.org/10.1007/s40520-015-0420-6>
- Afiah, I. N., Nakashima, H., Loh, P. Y., & Muraki, S. (2016). An exploratory investigation of changes in gait parameters with age in elderly Japanese women. *SpringerPlus*, 5(1), 1069. <https://doi.org/10.1186/s40064-016-2739-7>
- Alcock, L., Vanicek, N., & O'Brien, T. D. (2013). Alterations in gait speed and age do not fully explain the changes in gait mechanics associated with healthy older women. *Gait and Posture*, 37(4), 586–592. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.09.023>
- Ambrose, A. F., Paul, G., & Hausdorff, J. M. (2013). Risk factors for falls among older adults: A review of the literature. *Maturitas*. <https://doi.org/10.1016/j.maturitas.2013.02.009>
- Anderson, D. E., & Madigan, M. L. (2014). Healthy older adults have insufficient hip range of motion and plantar flexor strength to walk like healthy young adults. *Journal of Biomechanics*, 47(5), 1104–1109. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.12.024>
- Baker, R. (2001). Pelvic angles: A mathematically rigorous definition which is consistent with a conventional clinical understanding of the terms. *Gait and Posture*, 13(1), 1–6. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(00\)00083-7](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(00)00083-7)
- Begg, R. K., & Sparrow, W. A. (2006). Ageing effects on knee and ankle joint angles at key events and phases of the gait cycle. *Journal of Medical Engineering and Technology*, 30(6), 382–389. <https://doi.org/10.1080/03091900500445353>
- Bell, A. L., Pedersen, D. R., & Brand, R. A. (1990). A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods. *Journal of Biomechanics*, 23(6), 617–621. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(90\)90054-7](https://doi.org/10.1016/0021-9290(90)90054-7)
- Bonita, R., Beaglehole, R., & Kjellstrom, T. (2010). *Epidemiologia básica*. *Epidemiologia básica*. <https://doi.org/10.1590/S0034-89101990000300001>
- Boyer, K. A., Johnson, R. T., Banks, J. J., Jewell, C., & Hafer, J. F. (2017). Systematic review and meta-analysis of gait mechanics in young and older adults. *Experimental Gerontology*, 95, 63–70. <https://doi.org/10.1016/j.exger.2017.05.005>
- Cappozzo, A., Catani, F., Della Croce, U., & Leardini, A. (1995). Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clin. Biomech.*, 10(4), 171–178. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(95\)91394-T](https://doi.org/10.1016/0268-0033(95)91394-T)
- Cohen, J. (1988). *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences* (2nd Editio). New

York: Routledge.

- Cruz-Jimenez, M. (2017). Normal Changes in Gait and Mobility Problems in the Elderly. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 28(4), 713–725. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2017.06.005>
- DeVita, P., & Hortobagyi, T. (2000). Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 88(5), 1804–1811. <https://doi.org/10.1152/jappl.2000.88.5.1804>
- Fernandes, R., Armada-da-Silva, P., Pool-Goudaazward, A., Moniz-Pereira, V., & Veloso, A. P. (2016). Three dimensional multi-segmental trunk kinematics and kinetics during gait: Test-retest reliability and minimal detectable change. *Gait and Posture*. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.02.007>
- Fukuchi, C. A., Fukuchi, R. K., & Duarte, M. (2018). A public dataset of overground and treadmill walking kinematics and kinetics in healthy individuals. *PeerJ*, 6, e4640. <https://doi.org/10.7717/peerj.4640>
- Gray, M., Paulson, S., & Powers, M. (2016). Maximal, not habitual, walking velocity is more highly correlated to functional fitness of community-dwelling older adults. *Journal of Aging and Physical Activity*. <https://doi.org/10.1123/japa.2015-0078>
- Hamacher, D., Singh, N. B., Van Dieen, J. H., Heller, M. O., & Taylor, W. R. (2011). Kinematic measures for assessing gait stability in elderly individuals: a systematic review. *Journal of The Royal Society Interface*, 8(65), 1682–1698. <https://doi.org/10.1098/rsif.2011.0416>
- Herssens, N., Verbecque, E., Hallemans, A., Vereeck, L., Van Rompaey, V., & Saeys, W. (2018). Do spatiotemporal parameters and gait variability differ across the lifespan of healthy adults? A systematic review. *Gait & Posture*, 64(November 2017), 181–190. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.06.012>
- Himann, J. E., Cunningham, D. A., Rechnitzer, P. A., & Paterson, D. H. (1988). Age-related changes in speed of walking. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. <https://doi.org/10.1249/00005768-198820020-00010>
- Hollman, J. H., McDade, E. M., & Petersen, R. C. (2011). Normative spatiotemporal gait parameters in older adults. *Gait and Posture*, 34(1), 111–118. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.03.024>
- Kaczmarczyk, K., Wiszomirska, I., Błażkiewicz, M., Wychowański, M., & Wit, A. (2017). First signs of elderly gait for women. *Medycyna Pracy*, 68(4), 441–448. <https://doi.org/10.13075/mp.5893.00626>
- Kerrigan, D. C., Lee, L. W., Collins, J. J., Riley, P. O., & Lipsitz, L. A. (2001). Reduced hip extension during walking: Healthy elderly and fallers versus young adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(1), 26–30.

<https://doi.org/10.1053/apmr.2001.18584>

- Kerrigan, D. C., Todd, M. K., & Della Croce, U. (1998). Gender differences in joint biomechanics during walking: Normative study in young adults. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*. <https://doi.org/10.1097/00002060-199801000-00002>
- Kerrigan, D. C., Todd, M. K., Della Croce, U., Lipsitz, L. A., & Collins, J. J. (1998). Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: Evidence for specific limiting impairments. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 79(3), 317–322. [https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(98\)90013-2](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(98)90013-2)
- Ko, S. uk, Ling, S. M., Winters, J., & Ferrucci, L. (2009). Age-related mechanical work expenditure during normal walking: The Baltimore Longitudinal Study of Aging. *Journal of Biomechanics*. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.05.037>
- Kobayashi, Y., Hobara, H., Matsushita, S., & Mochimaru, M. (2014). Key joint kinematic characteristics of the gait of fallers identified by principal component analysis. *Journal of Biomechanics*, 47(10), 2424–2429. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.04.011>
- Kobayashi, Y., & Ogata, T. (2018). Association between the gait pattern characteristics of older people and their two-step test scores. *BMC Geriatrics*, 18(101). <https://doi.org/10.1186/s12877-018-0784-5>
- Lee, H. J., Chang, W. H., Hwang, S. H., Choi, B. O., Ryu, G. H., & Kim, Y. H. (2017). Age-related locomotion characteristics in association with balance function in young, middle-aged, and older adults. *Journal of Aging and Physical Activity*, 25(2), 247–253. <https://doi.org/10.1123/japa.2015-0325>
- Lu, T. W., & O'Connor, J. J. (1999). Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints. *Journal of Biomechanics*, 32(2), 129–134. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(98\)00158-4](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(98)00158-4)
- McGibbon, C. A. (2003). Toward a better understanding of gait changes with age and disablement: neuromuscular adaptation. *Exerc Sport Sci Rev*, 31, 102–108. <https://doi.org/10.1097/00003677-200304000-00009>
- Moniz-Pereira, V., Cabral, S., Carnide, F., & Veloso, A. P. (2014). Sensitivity of joint kinematics and kinetics to different pose estimation algorithms and joint constraints in the elderly. *Journal of Applied Biomechanics*, 30(3), 446–460. <https://doi.org/10.1123/jab.2013-0105>
- Moniz-Pereira, V., Carnide, F., Ramalho, F., André, H., Machado, M., Santos-Rocha, R., & Veloso, A. P. (2013). Using a multifactorial approach to determine fall risk profiles in portuguese older adults. *Acta Reumatologica Portuguesa*, 38(4), 263–272.
- Oberg, T., Karsznia, A., & Oberg, K. (1993). Basic gait parameters: reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 30(2),

- 210–223. <https://doi.org/10.1080/19397030902947041>
- Oh-Park, M., Holtzer, R., Xue, X., & Verghese, J. (2010). Conventional and robust quantitative gait norms in community-dwelling older adults. *Journal of the American Geriatrics Society*, 58(8), 1512–1518. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2010.02962.x>
- Paulson, S., & Gray, M. (2015). Parameters of gait among community-dwelling older adults. *Journal of Geriatric Physical Therapy*. <https://doi.org/10.1519/JPT.0000000000000018>
- Prince, F., Corriveau, H., Hébert, R., & Winter, D. A. (1997). Gait in the elderly. *Gait and Posture*. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(97\)01118-1](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(97)01118-1)
- Rab, G., Petuskey, K., & Bagley, A. (2002). A method for determination of upper extremity kinematics. In *Gait and Posture* (Vol. 15, pp. 113–119). [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(01\)00155-2](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00155-2)
- Rikli, R. E., & Jones, C. J. (1999). Development and Validation of a Functional Fitness Test for Community-Residing Older Adults. *Journal of Aging & Physical Activity*, 7, 129–161.
- Rose, D. (2010). *FallProof! A Comprehensive Balance and Mobility Training Program* (Second). Human Kinetics.
- Rose, D. J., Lucchese, N., & Wiersma, L. D. (2006). Development of a Multidimensional Balance Scale for Use With Functionally Independent Older Adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87(11), 1478–1485. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2006.07.263>
- Samson, M. M., Crowe, A., Vreede, P. L. de, Dessens, J. a. G., Duursma, S. A., & Verhaar, H. J. J. (2001). Differences in gait parameters at a preferred walking speed in healthy subjects due to age, height and body weight. *Aging Clinical and Experimental Research*, 13(1), 16–21. <https://doi.org/10.1007/BF03351489>
- Schloemer, S. A., Thompson, J. A., Silder, A., Thelen, D. G., & Siston, R. A. (2017). Age-Related Differences in Gait Kinematics, Kinetics, and Muscle Function: A Principal Component Analysis. *Annals of Biomedical Engineering*, 45(3), 695–710. <https://doi.org/10.1007/s10439-016-1713-4>
- Winter, D. A. (1991). *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological*. (U. of W. Press, Ed.) (2nd ed.). <https://doi.org/10.1002/9780470549148>
- Winter, D. A., Patla, A. E., Frank, J. S., & Walt, S. E. (1990). Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. *Physical Therapy*, 70(6), 340–347. [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(96\)82849-9](https://doi.org/10.1016/0966-6362(96)82849-9)
- Zeni, J. A., Richards, J. G., & Higginson, J. S. (2008). Two simple methods for determining gait events during treadmill and overground walking using kinematic data. *Gait and Posture*, 27(4), 710–714. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.07.007>