

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
Instituto de Ciências Biológicas
Programa de Pós-graduação em Neurociências

Michelle Pires Pinto da Rocha

**EFEITOS DA SUPRESSÃO DO BALANÇO DO MEMBRO SUPERIOR NA
MARCHA DE ADULTOS SAUDÁVEIS**

Belo Horizonte

2019

Michelle Pires Pinto da Rocha

**EFEITOS DA SUPRESSÃO DO BALANÇO DO MEMBRO SUPERIOR NA
MARCHA DE ADULTOS SAUDÁVEIS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Neurociências da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial para a obtenção do título de mestre em neurociências.

Orientador: Prof. Dr. Hani Camille Yehia.

Co-orientador: Prof. Dr. Thales Rezende de Souza.

Área de concentração: Neurociências Básicas.

Belo Horizonte

043 Rocha, Michelle Pires Pinto da.
Efeitos da supressão do balanço do membro superior na marcha de adultos saudáveis [manuscrito] / Michelle Pires Pinto da Rocha. – 2019.
74 f. : il. ; 29,5 cm.

Orientador: Prof. Dr. Hani Camille Yehia. Co-orientador: Prof. Dr. Thales Rezende de Souza.

Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Instituto de Ciências Biológicas. Programa de Pós-Graduação em Neurociências.

1. Neurociências. 2. Análise da Marcha. 3. Extremidade Superior. I. Yehia, Hani Camille. II. Souza, Thales Rezende de. III. Universidade Federal de Minas Gerais. Instituto de Ciências Biológicas. IV. Título.

CDU: 612.8

Ficha elaborada pela Biblioteca do Instituto de Ciências Biológicas da UFMG
Ficha elaborada pela Biblioteca do Instituto de Ciências Biológicas da UFMG

Ficha catalográfica elaborada pela bibliotecária Fabiane C. M. Reis – CRB: 6/2680

2019



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM NEUROCIÊNCIAS

UFMG

ATA DA DEFESA DA DISSERTAÇÃO DA ALUNA MICHELLE PIRES PINTO DA ROCHA

Realizou-se, no dia 20 de maio de 2019, às 14:00 horas, Sala de seminários 1010 da Escola de Engenharia, da Universidade Federal de Minas Gerais, a 172ª defesa de dissertação, intitulada *Efeitos da supressão do balanço do membro superior na marcha de adultos saudáveis*, apresentada por MICHELLE PIRES PINTO DA ROCHA, número de registro 2015712342, graduada no curso de FISIOTERAPIA, como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre em NEUROCIÊNCIAS, à seguinte Comissão Examinadora: Prof(a). Hani Camille Yehia - Orientador (UFMG), Prof(a). Thales Rezende de Souza (UFMG), Prof(a). Paula Luciana Scalzo (UFMG), Prof(a). Adriano Vilela Barbosa (UFMG), Prof(a). Thiago Ribeiro Teles dos Santos (Centro Universitário de Belo Horizonte - UniBH).

A Comissão considerou a dissertação:

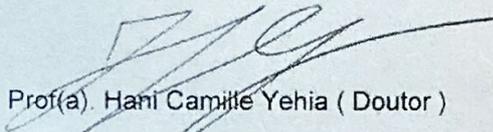
Aprovada

Reprovada

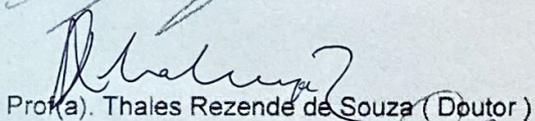
Finalizados os trabalhos, lavrei a presente ata que, lida e aprovada, vai assinada por mim e pelos membros da Comissão.

Belo Horizonte, 20 de maio de 2019.

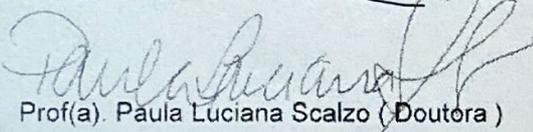
Carlos Magno Machado Dias - Secretário(a)



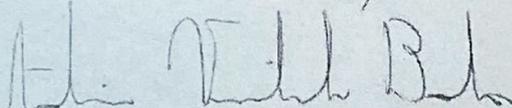
Prof(a). Hani Camille Yehia (Doutor)



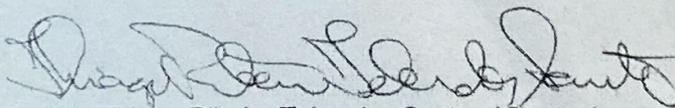
Prof(a). Thales Rezende de Souza (Doutor)



Prof(a). Paula Luciana Scalzo (Doutora)



Prof(a). Adriano Vilela Barbosa (Doutor)



Prof(a). Thiago Ribeiro Teles dos Santos (Doutor)



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM NEUROCIÊNCIAS

UFMG

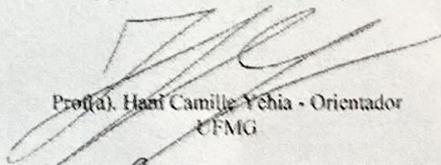
FOLHA DE APROVAÇÃO

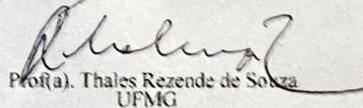
Efeitos da supressão do balanço do membro superior na marcha de adultos saudáveis

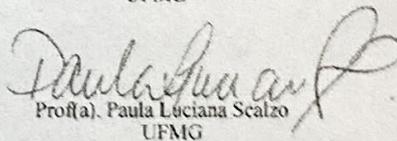
MICHELLE PIRES PINTO DA ROCHA

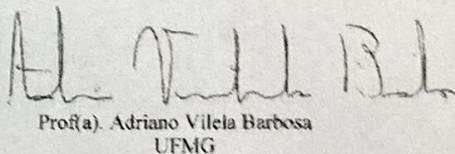
Dissertação submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em NEUROCIÊNCIAS, como requisito para obtenção do grau de Mestre em NEUROCIÊNCIAS, área de concentração NEUROCIÊNCIAS BÁSICAS.

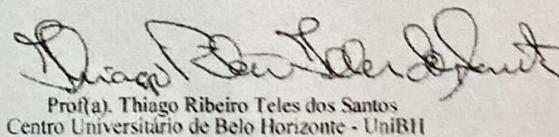
Aprovada em 20 de maio de 2019, pela banca constituída pelos membros:


Prof(a). Hans Camille Yehia - Orientador
UFMG


Prof(a). Thales Rezende de Souza
UFMG


Prof(a). Paula Luciana Scalzo
UFMG


Prof(a). Adriano Vilela Barbosa
UFMG


Prof(a). Thiago Ribeiro Teles dos Santos
Centro Universitário de Belo Horizonte - UniBH

Belo Horizonte, 20 de maio de 2019.

AGRADECIMENTOS

Ao final de um longo período de trabalho, não poderia deixar de agradecer a algumas pessoas que foram fundamentais para que essa dissertação fosse concluída. Agradeço a Deus, pelo dom da vida e por sempre colocar pessoas boas ao meu lado! Aos meus pais por serem a base de tudo. Ao meu irmão e minha cunhada pelas dicas e auxílios. Ao meu orientador, Prof. Hani Camille Yehia pelo apoio, pela compreensão, pela amizade e pelos inúmeros ensinamentos. Ao meu co-orientador, Prof. Thales Rezende de Souza por ter aceitado o convite de prontidão e ter me ajudado a colocar as ideias em prática. Aos colegas Thiago Ribeiro Teles dos Santos e Líria Akie Okai-Nóbrega pelos ensinamentos, pela amizade, por terem abraçado minhas ideias e me ajudado com tanta dedicação e entrega! Aos colegas do LAM, CEMECH e CEFALA pela alegria e pelas enormes ajudas.

“Nothing epitomizes a level of independence and our perception of a good quality of life more than the ability to travel independently under our own power from one place to another. We celebrate the development of this ability in children and try to nurture and sustain it throughout the lifespan” – Patla, 1995.

RESUMO

Em situações comuns da vida diária e em patologias ortopédicas e neurológicas, o balanço de um membro superior pode ser suprimido e essa supressão pode promover mudanças no padrão de marcha com o intuito de permitir que o indivíduo continue se locomovendo de forma estável. O presente trabalho tem por objetivo analisar os efeitos da supressão ativa do balanço do membro superior dominante na marcha de indivíduos saudáveis e trazer informações acerca da interferência de tal contenção no comportamento motor do membro superior não dominante, do tronco, da pelve, dos quadris e dos joelhos. Para tanto, foi realizado um estudo quantitativo observacional do tipo transversal, em que nove indivíduos tiveram sua marcha analisada em duas condições: (i) velocidade autosselecionada com membros superiores livres e (ii) velocidade autosselecionada com membro superior dominante contido. A coleta de dados foi realizada por meio do sistema de análise de movimento tridimensional Codamotion®. O movimento foi rastreado por meio de 36 marcadores distribuídos em todos os segmentos corporais. Um sistema baseado em análise em componentes principais foi desenvolvido para corrigir erros nas séries temporais registradas dos marcadores. Os principais resultados observados foram menor pico de extensão do quadril ipsilateral à contenção ($p = 0,04$) e maior arco de movimento do joelho ipsilateral à contenção ($p = 0,07$). Apesar de muitas variáveis não terem apresentado diferença estatisticamente significativa, tiveram um efeito claramente perceptível no padrão de movimento dos indivíduos, demonstrando que a supressão no balanço do membro superior dominante durante a marcha promove mudanças no comportamento motor de adultos saudáveis.

PALAVRAS-CHAVE: análise de marcha; balanço de membros superiores; contenção de membro superior; coordenação entre membros.

ABSTRACT

In common situations of daily living and in orthopedic and neurological pathologies, the balance of an upper limb can be suppressed and this suppression can promote changes in gait pattern in order to allow the individual to continue to move with stability. The aim of the present study is to analyze the effects of active suppression of the arm swing on the gait of healthy individuals and to provide information about the interference of such restraint in motor behavior of the non-dominant upper limb, trunk, pelvis, hips and knees. A cross-sectional, observational quantitative study was performed in which nine individuals had their gait analyzed under two conditions: (i) self-selected velocity with free arm swing and (ii) self-selected velocity with dominant arm contained. The data was collected using Codamotion® three-dimensional motion analysis system. The movement was tracked through 36 markers distributed across all body segments. A system based on principal component analysis was developed to correct errors in the tracing of the markers. The main results observed were lower peak hip extension to containment ($p = 0.04$) and greater ipsilateral knee range of motion to containment ($p = 0.07$). Although many variables did not present a statistically significant difference, they had a clearly perceptible effect on the individuals' movement pattern, demonstrating that suppression in the dominant arm swing during gait promotes changes in the motor behavior of healthy individuals.

KEYWORDS: gait analysis; arm swing; upper limb swing; arm restraint; interlimb coordination.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Fases do ciclo da marcha	2
Figura 2: Marcadores de rastreamento	14
Figura 3: Marcadores virtuais (anatômicos)	16
Figura 4: Modelo de corpo inteiro.....	17
Figura 5: Direção do movimento dentro do laboratório	18
Figura 6: Resultado do filtro passa-baixa do tipo Butterworth	24
Figura 7: Resultado do filtro de mediana	26
Figura 8: Resultado da <i>Principal Component Analysis</i> (PCA)	28
Figura 9: Comparação dos resultados das reconstruções.....	29
Figura 10: Movimento da pelve no plano sagital (apoio com membro inferior direito).32	
Figura 11: Movimento da pelve no plano sagital (apoio com membro inferior esquerdo)32	
Figura 12: Movimento da pelve durante a fase de apoio da marcha (gráfico de referência)	33
Figura 13: Movimento do quadril direito no plano sagital durante a fase de apoio da marcha	34
Figura 14: Movimento do quadril esquerdo no plano sagital durante a fase de apoio da marcha	34
Figura 15: Movimento do quadril durante a fase de apoio da marcha (gráfico de referência)	35
Figura 16: Movimento do joelho direito no plano sagital durante a fase de apoio da marcha	36

Figura 17: Movimento do joelho esquerdo no plano sagital durante a fase de apoio da marcha.....	36
Figura 18: Movimento do joelho durante a fase de apoio da marcha (gráfico de referência)	37
Figura 19: Amplitude de movimento do ombro esquerdo	40
Figura 20: Amplitude de movimento do tronco superior no plano sagital.....	41
Figura 21: Amplitude de movimento do tronco superior no plano transversal.....	41
Figura 22: Amplitude de movimento do tronco inferior no plano sagital	42
Figura 23: Amplitude de movimento do tronco inferior no plano transversal.....	42
Figura 24: Amplitude de movimento da pelve no plano sagital.....	43
Figura 25: Amplitude de movimento da pelve no plano transversal.....	43
Figura 26: Amplitude de movimento do quadril direito.....	44
Figura 27: Amplitude de movimento do quadril esquerdo.....	44
Figura 28: Amplitude de movimento do joelho direito.....	45
Figura 29: Amplitude de movimento do joelho esquerdo.....	45

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Dados demográficos dos indivíduos incluídos no estudo.....	30
Tabela 2: Significância da variável amplitude de movimento (* $p \leq 0,05$).....	38
Tabela 3: Significância da variável amplitude de movimento (* $p \leq 0,05$).....	38
Tabela 4: Significância da variável pico de amplitude de movimento (* $p \leq 0,05$).....	39

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	12
2. OBJETIVOS	20
3. METODOLOGIA	21
3.1. DELINEAMENTO DO ESTUDO	21
3.2. AMOSTRA	21
3.3. INSTRUMENTOS	22
3.4. PROCEDIMENTOS	23
3.5. PROCESSAMENTO DOS DADOS	30
3.5.1. MODELOS	30
3.5.2. ANÁLISE INFERENCIAL	33
4. ANÁLISE DA QUALIDADE DOS DADOS	34
5. RESULTADOS	41
5.1. ANÁLISE DESCRITIVA DOS PADRÕES DE MOVIMENTO	42
5.1.1. CINEMÁTICA DA PELVE	42
5.1.2. CINEMÁTICA DOS QUADRIS	44
5.1.3. CINEMÁTICA DOS JOELHOS	46
5.2. ANÁLISE INFERENCIAL	48
5.2.1. VARIÁVEL DISCRETA: AMPLITUDE DE MOVIMENTO NO PLANO SAGITAL	49
5.2.2. VARIÁVEL DISCRETA: AMPLITUDE DE MOVIMENTO NO PLANO TRANSVERSO	49
5.2.3. VARIÁVEL DISCRETA: PICO DE AMPLITUDE DE MOVIMENTO	50
5.3. ANÁLISE DESCRITIVA DO COMPORTAMENTO DOS INDIVÍDUOS NAS DIFERENTES CONDIÇÕES DE MOVIMENTO PROPOSTAS	50
6. DISCUSSÃO	58
7. CONCLUSÃO	62
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	63
ANEXO A – PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP	67
APÊNDICE B – TCLE	70

1. INTRODUÇÃO

A marcha é uma tarefa motora que envolve uma complexa interação de forças musculares, movimentos articulares e comandos motores (SOUSA, A; TAVARES, 2010). O balanço dos membros superiores é um componente da marcha que interfere diretamente nos movimentos dos demais segmentos corporais (WINTER, 2009). Em situações comuns da vida diária e em algumas patologias ortopédicas e neurológicas, esse balanço pode ser suprimido e essa supressão poderá promover mudanças no padrão de marcha com o intuito de permitir que o indivíduo continue se locomovendo de forma estável (PERRY, 2005). O presente trabalho tem por objetivo analisar os efeitos da supressão do balanço do membro superior na marcha de indivíduos saudáveis e trazer informações acerca da interferência de tal contenção no comportamento motor do membro superior não dominante, do tronco, da pelve, dos quadris e dos joelhos.

A marcha humana é o mais comum dos movimentos. É um dos movimentos mais difíceis de se aprender, mas, depois de aprendido, torna-se praticamente automático (WINTER, 2009). A marcha utiliza-se de uma sequência de repetições de movimentos que movem o corpo para frente enquanto, simultaneamente, mantêm uma postura estável. Conforme o corpo se move para frente, um membro inferior serve como fonte móvel de apoio enquanto o outro membro inferior avança para uma nova posição de apoio. Uma sequência única dessas funções é chamada de ciclo da marcha (NEUMANN, 2010). O momento de contato do pé com a superfície é o evento que define, para análise, o início do ciclo da marcha (PERRY, 2005). O primeiro momento do ciclo da marcha é denominado contato inicial e um ciclo é considerado completo quando o mesmo pé faz novo contato inicial com o chão (NEUMANN, 2010). Cada ciclo da marcha é dividido em duas fases – apoio e balanço. Apoio é o termo utilizado para designar todo o período em que o pé está em contato com a superfície. O termo balanço aplica-se ao tempo em que

o pé está no ar para avanço do membro. Em velocidade normal, a fase de apoio ocupa 60% do ciclo, enquanto a fase de balanço ocupa os 40% restantes (PERRY, 2005).

Em um ciclo da marcha, o corpo experencia dois períodos de duplo apoio e dois períodos de apoio simples. A fase de apoio é dividida em três intervalos, de acordo com a sequência de contato entre o solo e os dois pés – apoio inicial, apoio médio e apoio terminal (PERRY, 2005). Tradicionalmente, são definidos cinco eventos na fase de apoio da marcha: contato inicial, resposta à carga, apoio médio, apoio terminal e pré-balanço (NEUMANN, 2010). A figura 1 apresenta um esquema ilustrativo dessas fases do ciclo da marcha.

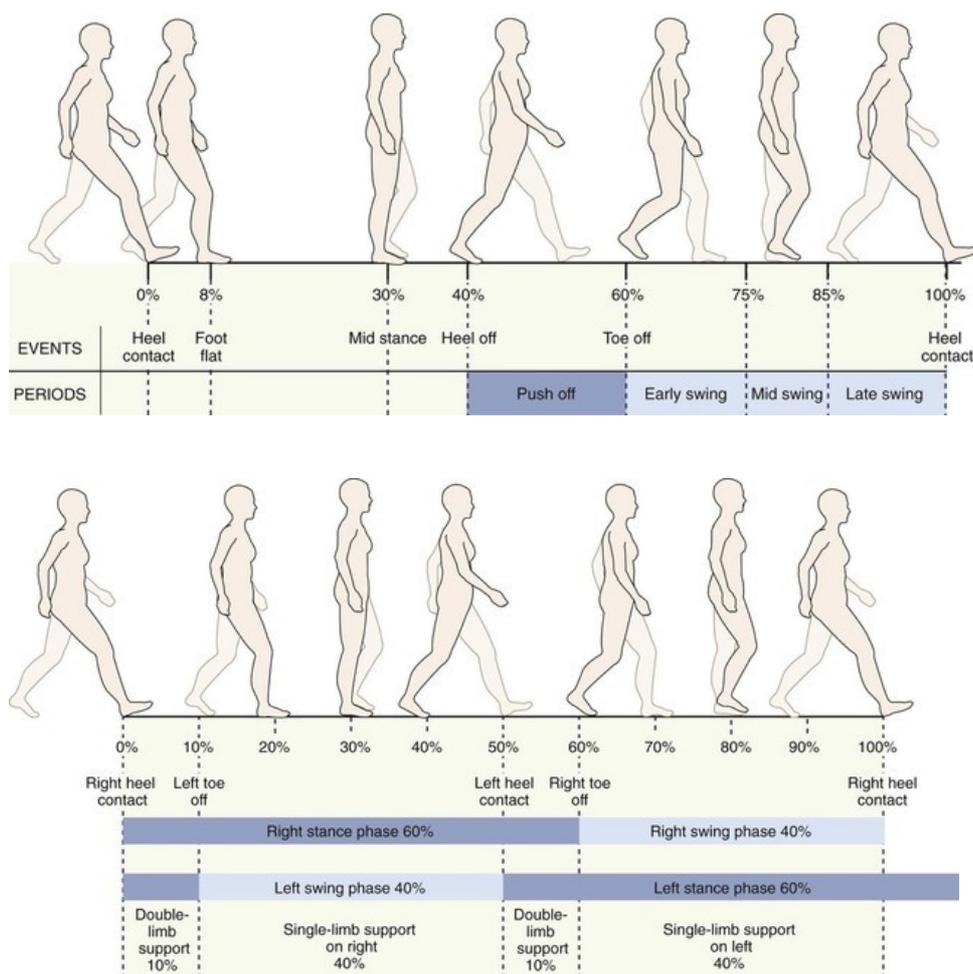


Figura 1: Esquema ilustrativo definindo as diferentes fases do ciclo da marcha. Fonte: Neumann, 2010.

Um vasto corpo de pesquisa sobre a marcha humana teve foco no passado apenas no comportamento dos membros inferiores, considerando a cabeça, o tronco e os braços como uma unidade única (UMBERGER, 2008). Porém, nos últimos anos, estudos têm trazido evidências de que o balanço dos membros superiores desempenha um papel essencial na marcha humana (BRUIJN et al., 2010). O balanço recíproco dos membros superiores ocorre espontaneamente durante a marcha, devido a movimentos passivos e trabalho muscular ativo de tronco e membros superiores (PERRY, 2005; STEPHENSON; LAMONTAGNE; DE SERRES, 2009). Durante a marcha, os membros superiores se movimentam em sentido oposto em relação aos membros inferiores com o objetivo de minimizar o momento angular em torno do eixo vertical e, conseqüentemente, reduzir o gasto energético (GOUDRIAAN et al., 2014). Em um estudo de Weber e Weber (1965) concluiu-se que os braços não se comportam como pêndulos durante a marcha típica, mas são sujeitos à ação muscular. Ballesteros et al. (1965) provaram as conclusões de Weber e Weber (1965) através de eletromiografia em musculaturas específicas do ombro. Em relação à atuação funcional dos membros superiores durante a marcha descobriu-se que o balanço do membro superior é afetado pela força de aceleração durante a contra-rotação do tronco e que o mesmo serve para contrabalançar a rotação corporal sobre o eixo vertical (OHSATO, 1993).

Durante a marcha ocorre um movimento de balanço recíproco dos membros superiores que permite que os membros inferiores realizem o movimento necessário para deslocamento do corpo sem transmitir uma rotação acentuada para os demais segmentos. Durante uma passada (um ciclo de marcha completo), cada membro superior flete e estende reciprocamente em um arco total de 30° ou 40° (BALLESTEROS; BUCHTHAL; ROSENFALK, 1965). O intervalo entre os dois membros superiores é um período de 50% do ciclo, com o pico de movimento em uma ou outra direção ocorrendo no contato inicial.

Durante o período de apoio, a partir do contato inicial até o desprendimento dos dedos (pré-balanço), o membro superior contralateral completa um arco de movimento de aproximadamente 20° de flexão. Com o início do apoio contralateral, o movimento do membro superior reverte para extensão e alcança uma posição de aproximadamente 9°. No contato inicial, o membro superior ipsilateral faz o máximo movimento de balanço posterior, enquanto na fase de apoio terminal faz o máximo movimento de balanço anterior. No início do apoio, o ombro ipsilateral encontra-se em uma posição de extensão máxima (aproximadamente 24°), indo para uma posição de 8° de flexão no final do apoio terminal (no momento do contato inicial do membro inferior contralateral). A correlação física do pico de movimento do membro superior com o contato com a superfície pelo membro inferior ipsilateral ou contralateral é muito consistente, com a maioria dos indivíduos exibindo um desvio menor que 0,1 segundo (PERRY, 2005).

Atualmente, a coordenação rítmica entre membros inferiores, pelve, tronco e cabeça tem sido foco de atenção em estudos de marcha. Muitos autores têm enfatizado a importância dos movimentos do tronco durante a marcha. Uma das contribuições da pelve é uma rotação anterior para o lado da perna que se encontra na fase de balanço e uma rotação oposta, próximo ao final da fase de apoio. O momento angular da pelve deve ser contrabalanceado, tanto diretamente por uma contra-rotação do tronco quanto indiretamente pelo balanço de um membro superior (LAMOTH; BEEK; MEIJER, 2002).

Existe um padrão distinto de movimento do tronco nos três planos de movimento durante a marcha de indivíduos saudáveis. No plano sagital, estudos reportam que o tronco se mantém em uma postura neutra ou levemente flexionada durante o ciclo da marcha (THURSTON & HARRIS, 1983). No plano transversal, o tronco exibe máxima rotação em direção ao membro inferior de referência no apoio inicial e máxima rotação em direção oposta ao membro inferior de referência no apoio terminal. No plano frontal,

um padrão de máxima flexão lateral do tronco sobre o membro inferior de apoio acontece durante a fase de resposta à carga e um padrão de máxima flexão lateral para o lado oposto ao membro inferior de apoio ocorre durante a fase de pré-balanço (SARTOR *et al.*, 1999).

O movimento da pelve no plano sagital é pequeno e é descrito como sendo o *tilt* anterior e posterior em torno de um eixo médio-lateral. A postura neutra da pelve é usada como referência e é definida como a orientação da pelve quando o indivíduo está em pé em postura relaxada. Durante a marcha em velocidade autosselecionada, a pelve tem um arco de movimento no plano sagital bem pequeno, de aproximadamente 2 a 4 graus (NEUMANN, 2010). Apesar de ser um movimento pequeno, ele interfere no movimento dos quadris e da articulação lombossacra. Forças ativas e passivas produzidas pelas cápsulas articulares dos quadris e pelos músculos extensores e flexores dos quadris são as responsáveis pelo movimento da pelve no plano sagital durante a marcha. No contato inicial, a pelve está bem próxima do neutro (0°). De 0 a 10% do ciclo da marcha, durante a fase de apoio duplo, ocorre uma pequena amplitude de *tilt* posterior da pelve. Depois disso, na fase de apoio simples, a pelve começa a fazer um movimento em direção ao *tilt* anterior, alcançando uma postura de *tilt* anterior logo após o apoio médio (30% do ciclo da marcha). Na segunda metade da fase de apoio, a pelve realiza um movimento de *tilt* posterior (NEUMANN, 2010).

Os movimentos que acontecem nas articulações dos membros inferiores durante a marcha podem ser descritos em função da rotação angular de cada articulação. Essa rotação angular é maior no plano sagital, os movimentos nesse plano são os de maior importância para alcançar o objetivo de deslocamento do corpo para a frente e são de maior magnitude, porém também acontecem movimentos importantes nos planos frontal e transversal que não serão analisados no presente estudo. O plano sagital é o plano de maior movimento para a articulação do quadril durante a marcha, sendo as demandas

musculares maiores na fase de apoio (PERRY, 2005). Quando um indivíduo caminha em velocidade autosseleccionada, o quadril se encontra em posição de flexão na fase de contato inicial, em uma amplitude de aproximadamente 30° . À medida em que o membro inferior recebe o peso do corpo e o corpo se move anteriormente, o quadril se estende, chegando a uma amplitude máxima na fase de apoio de 10° de extensão, quando o outro pé toca a superfície (NEUMANN, 2010; PERRY, 2005). Durante a fase de resposta à carga há uma perda de aproximadamente 2 a 3° de flexão e com o início do apoio médio o quadril se estende progressivamente. Durante o pré-balanço, o quadril inverte seu sentido de movimento e começa a fletir. Uma posição neutra do quadril (0°) é alcançada no final da fase de apoio (PERRY, 2005).

O movimento do joelho no plano sagital durante a marcha é utilizado para progressão no apoio e avanço do membro na fase de balanço (PERRY, 2005). O padrão cinemático de movimento do joelho no plano sagital é um pouco mais complexo que o do quadril. No contato inicial, o joelho está fletido em uma amplitude aproximada de 5° e essa amplitude de flexão é aumentada durante os 15% iniciais do ciclo da marcha, chegando a uma amplitude de 10 a 18° (NEUMANN, 2010). Essa leve flexão tem como objetivo facilitar a absorção do impacto e a aceitação de peso à medida em que o peso do corpo vai sendo progressivamente transferido para o membro inferior (NEUMANN, 2010). Esse é o momento em que o joelho fletido está sob o máximo suporte de peso. Após essa flexão inicial, o joelho se estende quase completamente até a retirada do calcanhar do solo (aproximadamente 40% do ciclo da marcha). A flexão mínima na fase de apoio (em média 3°) é alcançada na metade do apoio terminal e persiste por um curto período de tempo antes que o joelho comece a fletir novamente (PERRY, 2005). Nesse momento o joelho começa a flexionar, alcançando aproximadamente 35° a 40° de flexão no fim da fase de apoio (60% do ciclo da marcha) (NEUMANN, 2010). A segunda onda

de flexão do joelho começa então no final o apoio terminal. Aproximadamente 7° de flexão estão presentes no momento em que o apoio simples é finalizado pelo contato do outro pé com o solo. Com o início do segundo duplo apoio, o joelho flete rapidamente (PERRY, 2005).

Existem relações diretas do movimento dos membros superiores tanto na fase de apoio quanto na fase de balanço. Em pacientes pós-AVE (acidente vascular encefálico), a primeira fase do apoio (fase de resposta à carga) há uma relação direta entre o balanço dos membros superiores e a ativação do sóleo. Quando os membros superiores estão livres para se movimentar há uma maior ativação do sóleo, sendo que a ativação reduz quanto maior for a limitação de movimento dos membros superiores. Já na fase de balanço, a ativação de tibial anterior em pacientes pós-AVE foi maior quando os membros superiores estavam livres para realizar o seu movimento de balanço. Uma ativação insuficiente de tibial anterior é frequentemente observada nessa fase do ciclo de marcha nessa população, o que dificulta a realização de uma fase de pré-balanço adequada. Esses achados sugerem que reduzir o balanço dos membros superiores nessa população pode exacerbar essas alterações dos membros inferiores (STEPHENSON; LAMONTAGNE; DE SERRES, 2009).

A análise da marcha humana tem sido aplicada na avaliação de atletas, no diagnóstico de alterações neuromusculares, musculoesqueléticas e como forma de avaliação pré e pós tratamento cirúrgico, ortótico ou fisioterapêutico. Sendo a marcha uma atividade funcional amplamente estudada e objetivo final de tratamento na reabilitação preventiva e curativa, é fundamental que se amplie o conhecimento sobre a mesma em busca de uma melhor conduta terapêutica (PERRY, 2005). Para tanto, é importante que saibamos o papel de cada segmento corporal e de cada grupo muscular durante todas as fases da marcha para aplicarmos esse conhecimento no planejamento de

abordagens terapêuticas.

A análise clínica da marcha é usualmente considerada como sendo a medição, o processamento e a interpretação sistemática dos parâmetros biomecânicos que caracterizam a locomoção humana e facilitam a identificação de limitações no movimento, de maneira a identificar adequados procedimentos de reabilitação (SOUSA, DANIELA SOFIA; TAVARES; CORREIA, 2007).

Este trabalho apresenta mais seis capítulos. No capítulo 2 são apresentados os objetivos do presente estudo. O capítulo 3 apresenta a metodologia utilizada para desenvolvimento da coleta de movimento e do processamento dos dados. No capítulo 4 é apresentada a análise da qualidade dos dados e justificada a escolha do processo utilizado para melhora dos dados. O capítulo 5 apresenta os resultados obtidos por meio dos experimentos. O capítulo 6 contém uma discussão acerca dos resultados obtidos. Finalmente, o capítulo 7 compõe-se da conclusão e das perspectivas futuras sobre o tema abordado.

2. OBJETIVOS

O objetivo deste trabalho é avaliar a marcha de indivíduos hígidos em velocidade autosselecionada nas condições de (i) membros superiores livres e (ii) membro superior dominante contido ativamente. Será observada a interferência de tal contenção no comportamento motor do membro superior não dominante, do tronco, da pelve, dos quadris e dos joelhos.

Como objetivos específicos, serão avaliados os efeitos da contenção ativa do membro superior dominante nos arcos de movimento do ombro não dominante, do tronco, da pelve, dos quadris e dos joelhos no plano sagital; e nos picos de extensão e flexão do ombro não dominante, de extensão dos quadris e de flexão dos joelhos.

3. METODOLOGIA

3.1. Delineamento do estudo

Foi realizado um estudo observacional do tipo transversal, em que o voluntário realizou duas condições de marcha: a primeira em velocidade autosselecionada com uso de metrônomo para manutenção da velocidade durante todo o teste com membros superiores livres; e a segunda em velocidade autosselecionada sem o uso do metrônomo com contenção do membro superior dominante. Essas duas condições não foram randomizadas. Foi utilizada a escala de percepção subjetiva de esforço de Borg para controle da fadiga dos participantes do estudo, para que não houvesse viés pela não randomização das condições (DEVORE, 2006). O estudo foi realizado no *CEMECH – Centro de Estudos do Movimento, Expressão e Comportamento Humanos, UFMG* e aprovado pelo comitê de ética em pesquisa da UFMG (ANEXO A).

3.2. Amostra

O tamanho da amostra (n) foi limitado pelo número de indivíduos disponíveis. Onze voluntários realizaram os experimentos, o que resulta em um nível de confiança (c) de 90% com margem de erro (M) de 25% ($n=(\text{erf}^{-1}(c)/M\sqrt{2})^2$, onde erf^{-1} é a inversa da função erro complementar). Ao final dos experimentos, os dados coletados de dois dos voluntários precisaram ser descartados. Assim, foi utilizada uma amostra de apenas nove indivíduos. Esse número, entretanto, foi suficiente para identificar as variáveis angulares mais afetadas pela contenção do membro superior dominante e para quantificar tal variação.

Um indivíduo foi excluído durante a coleta por dificuldade de entendimento dos comandos e mais um excluído durante a fase de análise dos dados devido à maior quantidade de lacunas nos dados. Os nove restantes eram indivíduos saudáveis (idade 23

± 4 anos, massa corporal $66,9 \pm 13,8$ kg, altura $1,67 \pm 0,11$ m), sendo quatro sujeitos do sexo feminino e cinco do sexo masculino. Os critérios de elegibilidade foram possuir idade entre 18 e 35 anos, de ambos os sexos e: (i) não apresentar dor ou lesão musculoesquelética atual ou recente (i.e. com duração maior que uma semana) em membros inferiores ou coluna, (ii) não apresentar história de cirurgia em membro inferior ou coluna. O membro superior dominante foi escolhido para ser submetido à contenção durante a coleta. A dominância foi determinada pela indicação do indivíduo quanto à mão com a qual escrevia. Todos os participantes assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido (APÊNDICE B).

3.3. Instrumentos

O peso e a altura dos indivíduos foram mensurados através de uma balança mecânica com régua. As variáveis cinemáticas foram coletadas por meio do sistema de análise de movimento tridimensional Codamotion® (Charnwood Dynamics, Rothley, Reino Unido) e as variáveis cinéticas por meio de uma plataforma de força (AMTI, Watertwon, Massachusetts, Estados Unidos). A coleta do movimento foi realizada com uma frequência de amostragem de 100 Hz.

O sistema Codamotion® consiste em um sistema ativo de análise de movimento tridimensional no qual as câmeras captam a luz infravermelha emitida pelos marcadores colocados nos segmentos corporais dos participantes. O sistema Codamotion foi calibrado e a plataforma de força zerada e sincronizada ao sistema antes de cada coleta, conforme recomendações dos fabricantes.

3.4. Procedimentos

Ao chegar ao laboratório os voluntários foram informados sobre os procedimentos que seriam realizados durante a coleta. Em seguida foi entregue o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) para leitura e, uma vez de acordo, foi assinado pelo voluntário e pelo pesquisador em duas cópias, uma para o voluntário e outra para o pesquisador. Após essa etapa foi solicitado que o voluntário vestisse uma roupa adequada para coleta fornecida pelo pesquisador que consistia em shorts e top para mulheres e bermuda para os homens, as quais permitiam melhor visualização das proeminências ósseas e dos segmentos corporais. Antes da coleta, a altura e a massa corporal do participante foram medidas. Durante a coleta, os voluntários ficaram descalços.

Os segmentos corporais do participante foram identificados por meio de marcadores virtuais criados através do software Odin® (Software de Modelagem 3D para Análise e Controle - Charnwood Dynamics, Rothley, Reino Unido) e de marcadores de rastreamento para posterior criação do modelo biomecânico de corpos rígidos no software Visual 3D® (C-Motion Inc, Germantown, MD, Estados Unidos). Nesse modelo, os marcadores anatômicos são utilizados com o objetivo de determinar o comprimento de cada segmento, a localização dos eixos articulares e a orientação das coordenadas de cada segmento (i.e. sistema de coordenadas local). Os marcadores de rastreamento são utilizados para determinar a trajetória de cada segmento durante o movimento (CAPPOZZO *et al.*, 2005).

Um pesquisador experiente previamente treinado foi responsável pela palpação e marcação dos pontos anatômicos usados posteriormente para determinação dos marcadores virtuais e colocação dos marcadores de rastreamento ativos. A figura 2 apresenta uma ilustração dos marcadores de rastreamento posicionados no corpo de cada

indivíduo. A disposição dos marcadores de rastreamento obedeceu às seguintes especificações:

- Pé: Os marcadores foram colocados sobre as cabeças do quinto e do primeiro metatarsos, sobre o sustentáculo do tálus, sobre a tuberosidade peroneal, sobre a base do segundo metatarso e sobre a região posterior do calcanhar.
- Perna: Foi colocado um cluster rígido com três marcadores ativos no terço distal da perna com o auxílio de uma faixa elástica.
- Coxa: Foi colocado um cluster rígido com três marcadores ativos no terço distal da coxa com o auxílio de uma faixa elástica.
- Pelve: Foi colocado um cluster rígido com três marcadores ativos sobre a região posterior e proximal do sacro com o auxílio de uma faixa elástica.
- Tronco: Foram colocados dois clusters rígidos com três marcadores ativos cada, sendo um no tronco superior e outro no tronco inferior.
- Braço: Foi colocado um cluster rígido com quatro marcadores ativos no terço médio do braço com o auxílio de uma faixa elástica.
- Antebraço: Foi colocado um cluster rígido com quatro marcadores ativos no terço médio do antebraço.
- Cabeça: Foi colocado um cluster rígido com três marcadores ativos na região posterior da cabeça com o auxílio de uma faixa elástica.

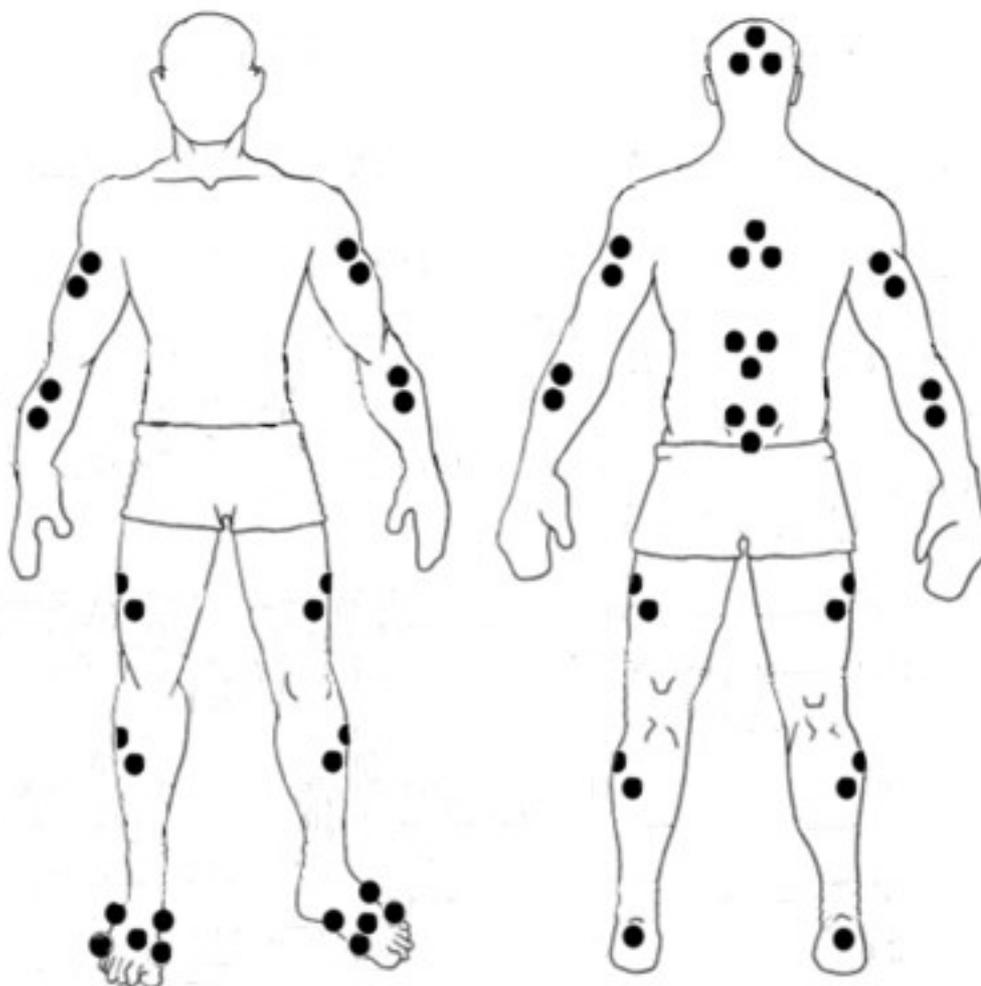


Figura 2: Esquema representando os marcadores de rastreamento. Cada círculo preenchido representa um marcador de rastreamento.

Os marcadores virtuais foram criados através do uso de um pointer, o qual foi colocado sobre as marcações feitas previamente pelo pesquisador. A figura 3 apresenta um esquema representando os marcadores virtuais criados e utilizados para criação do modelo.

O pointer foi posicionado nas seguintes referências anatômicas:

- Pé: Cabeça do segundo metatarso, maléolo lateral, maléolo medial.
- Perna: Segmento definido pelos maléolos distalmente e pelos côndilos medial e lateral da tíbia proximalmente.
- Coxa: Epicôndilos medial e lateral do fêmur e espinhas íliacas ântero-superior, ântero-inferior e pósterio-superior.
- Pelve: Segmento definido pelas espinhas íliacas ântero-posteriores e pósterio-superiores.
- Tronco inferior: Segmento definido pelas espinhas íliacas ântero-posteriores e pósterio-superiores distalmente e pelo processo xifoide e sua projeção posterior proximalmente.
- Tronco superior: Segmento definido pelo processo xifoide e sua projeção posterior distalmente e pela incisura jugular e sua projeção posterior proximalmente.
- Ombro e braço: Acrômios proximalmente e epicôndilos lateral e medial do úmero distalmente.
- Antebraço: Epicôndilos do úmero lateral e medial proximalmente e processos estiloides do rádio e da ulna distalmente.
- Cabeça: Segmento definido pelas proeminências frontais e parietais.

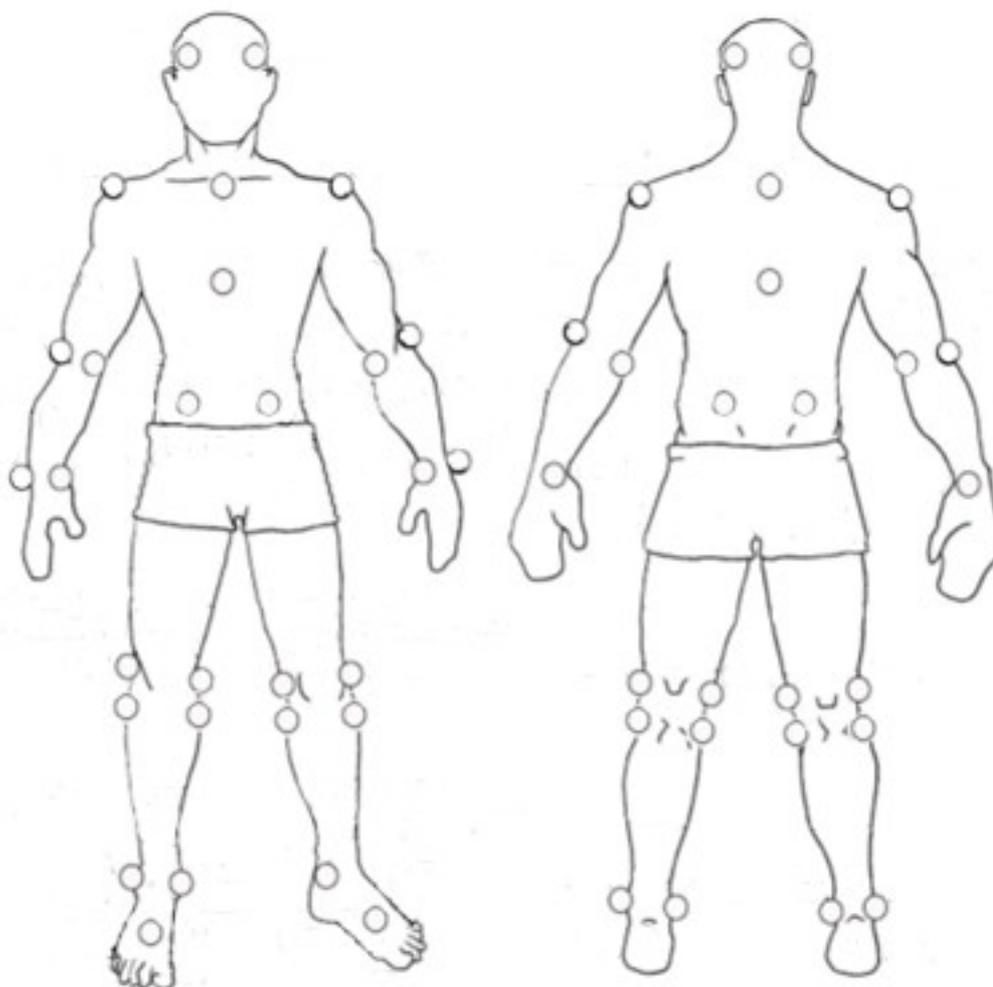


Figura 3: Esquema representando os marcadores virtuais criadas no sistema Codamotion®. Cada círculo vazado representa um marcador virtual criada no sistema com o objetivo de definir os segmentos corporais.

Após a colocação dos marcadores de rastreamento e criação dos marcadores virtuais, foi criado o modelo biomecânico de corpos rígidos, conforme representado na figura 4.

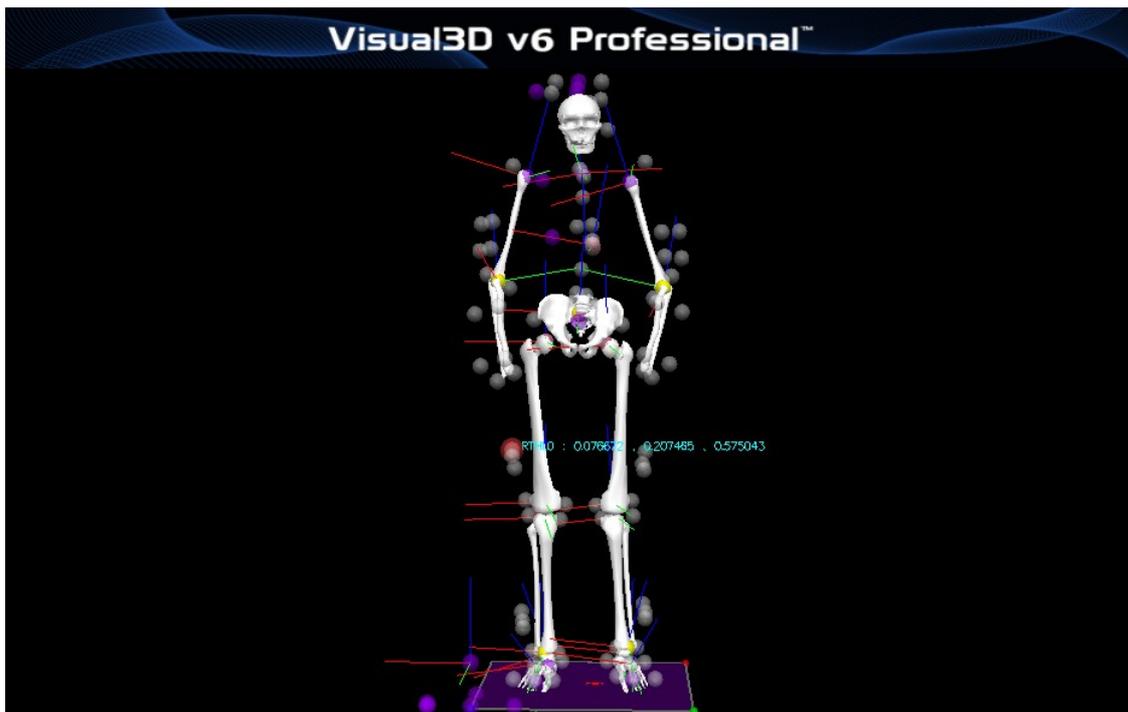


Figura 4: Imagem do software Visual 3D apresentando o modelo de corpo inteiro criado a partir dos marcadores anatômicos e de rastreamento.

A coleta do movimento propriamente dita foi iniciada com uma coleta estática em ortostatismo em cima da plataforma de força com duração de cinco segundos para determinar a posição de referência (ou seja, a posição em que foi considerado o zero angular) das variáveis angulares para criação do modelo biomecânico de corpos rígidos. Em seguida, o voluntário iniciou a familiarização com o ambiente do laboratório e a marcha com os marcadores. Para determinar a velocidade autosseleccionada, o voluntário foi solicitado a andar descalço em sua velocidade natural, 10 vezes, em espaço com aproximadamente 15 m de comprimento. O valor da velocidade média durante as 10 repetições foi definido como a sua velocidade autosseleccionada. Para que o voluntário mantivesse a velocidade autosseleccionada de forma consistente na condição de membros superiores livres, foi utilizado um metrônomo, o qual reproduzia sons em um ritmo estável ao final de cada volta no laboratório. Em seguida, foi iniciada a coleta propriamente dita e, após alcançada a contagem de cinco passos sobre a plataforma de força com cada pé, foi iniciada a coleta de

marcha em velocidade autosselcionada com o membro superior dominante contido. Nessa condição não foi utilizado o metrônomo para manutenção da velocidade, pois a mudança na velocidade poderia ser uma estratégia adotada pelos voluntários e, caso acontecesse, seria objeto de análise do estudo. Essa última foi finalizada após alcançados cinco passos sobre a plataforma de força com cada pé.

A figura 5 ilustra o momento em que um voluntário realizou um passo sobre a plataforma de força durante uma coleta com membros superiores livres. A figura traz também a direção do movimento dentro do laboratório.

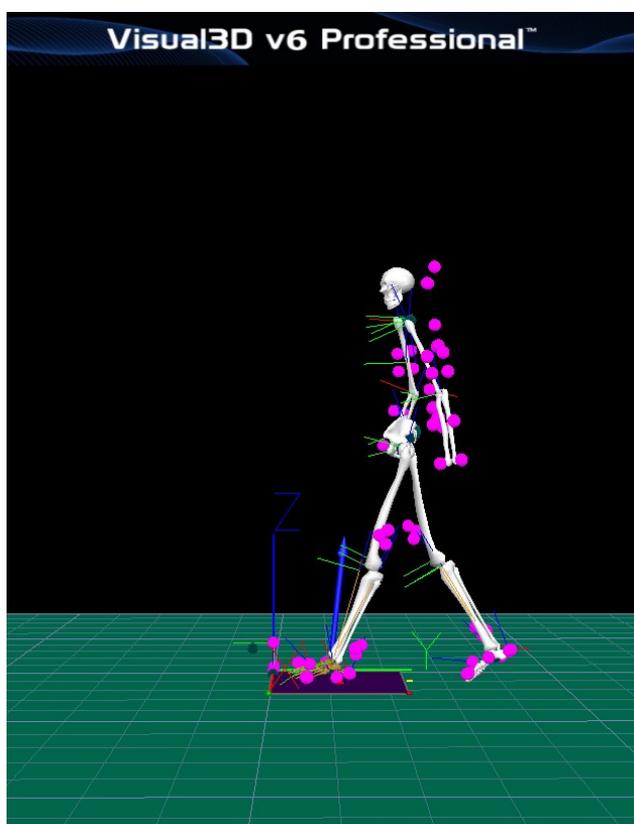


Figura 5: Imagem do software Visual 3D apresentando a direção do movimento dentro do laboratório e o sistema de coordenadas global.

3.5. Processamento dos dados

3.5.1. Modelos

Os dados cinemáticos foram verificados no software de aquisição de dados do sistema de análise de movimento e posteriormente processados no software Visual 3D. Foi criado um modelo biomecânico de corpos rígidos a partir da coleta de dados feita na postura ortostática. As massas dos segmentos foram estimadas de acordo com as relações entre a massa do segmento corporal e a massa corporal total descritas por Dempster (1955). O comprimento de cada segmento do modelo biomecânico foi definido por meio de marcadores virtuais criados na extremidade proximal e distal de cada segmento. Os segmentos foram criados conforme descrição a seguir:

- Pé - pé virtual, modelo rígido (Visual 3D WIKI DOCUMENTATION, 2015a): Esse segmento foi normalizado de acordo com a perna. O sistema de coordenadas do pé é definido como sendo o mesmo da perna – a parte proximal do pé fica superior em relação à parte distal, o que faz com que o pé fique em flexão plantar em relação à perna na postura ortostática. Usando o mesmo sistema de coordenadas da perna o ângulo do tornozelo é definido como zero quando o paciente está em ortostatismo. Os marcadores anatômicos utilizados para definição do segmento foram os mesmos utilizados para definição do segmento perna, conforme descrito no próximo item. Os marcadores de rastreamento usados foram ponto médio do calcâneo, a tuberosidade peroneal, o sustentáculo do tálus e cabeças do primeiro e quinto metatarsos.
- Perna (modelo ISB, 2002): O segmento foi criado a partir de marcadores virtuais nos côndilos proximais da tíbia (lateral e medial) e nos maléolos (lateral e medial). O rastreamento foi feito por meio de cluster rígido com

três marcadores ativos colocado no terço distal da perna.

- Coxa (WU *et al.*, 2002): O segmento foi criado a partir de marcadores virtuais no epicôndilo lateral e no epicôndilo medial do fêmur distalmente e nas espinhas ilíacas ântero-superior e póstero-superior. O rastreamento se deu através de cluster rígido com três marcadores ativos colocado no terço distal da coxa.
- Pelve (BELL; BRAND; PEDERSEN, 1989) e (modelo ISB, 2002): O segmento foi criado a partir de marcadores virtuais nas espinhas ilíacas anteriores e posteriores. O rastreamento se deu através da colocação de cluster rígido com três marcadores ativos entre as espinhas ilíacas póstero-superiores.
- Tronco (WU *et al.*, 2005): O segmento superior do tronco foi criado a partir de marcadores virtuais na incisura jugular, na projeção posterior da incisura jugular e nos acrômios superiormente e a partir de marcadores virtuais no apêndice xifoide e na projeção posterior do apêndice xifoide. O segmento inferior foi criado a partir dos marcadores inferiores do tronco superior e dos marcadores virtuais superiores usados para determinar o segmento pelve. O rastreamento desse segmento foi feito através de dois clusters rígidos com três marcadores ativos cada, sendo um deles colocado na região média do tronco superior e o outro na região média do tronco inferior.
- Braço (WU *et al.*, 2005): O segmento foi criado a partir de marcadores virtuais nos acrômios e nos epicôndilos lateral e medial do úmero. O rastreamento foi feito através da colocação de um cluster rígido com quatro marcadores ativos colocado abaixo da inserção distal do músculo deltoide.
- Antebraço (WU *et al.*, 2005): O segmento foi criado a partir de marcadores

virtuais nos epicôndilos lateral e medial do úmero e nos processos estiloides da ulna e do rádio. O rastreamento foi feito através da colocação de um cluster rígido com quatro marcadores ativos colocado no terço distal do antebraço.

- Cabeça (Visual 3D WIKI DOCUMENTATION, 2015): O segmento foi criado a partir de marcadores virtuais nas protuberâncias do osso frontal direita e esquerda e nas protuberâncias do osso occipital direita e esquerda. O rastreamento foi feito através da colocação de cluster rígido com quatro marcadores ativos colocado na região posterior da cabeça.

Algumas articulações são classificadas como articulações funcionais e, por não apresentarem um eixo estático preciso, devem ser calculadas através de algoritmos descritos na literatura (Visual 3D WIKI DOCUMENTATION, 2017). O cálculo das articulações funcionais requer a análise de um segmento em relação a outro segmento adjacente. Para articulações com três graus de liberdade é recomendado que seja realizada uma coleta de movimento nos três eixos de movimento disponíveis em uma amplitude que possibilite a identificação de um ponto articular estático, mas essa amplitude não pode ser demasiadamente grande para não produzir artefatos de tecidos moles. No presente estudo, foi necessário fazer o cálculo do ombro funcional para possibilitar as análises subsequentes. Para isso, foi solicitado que o sujeito realizasse movimentos de flexão-extensão, adução-abdução e circundução do ombro sem passar de 90° para evitar os artefatos. A combinação de diferentes movimentos permite uma maior acurácia do eixo de movimento (BEGON; MONNET; LACOUTURE, 2007).

Os dados cinéticos foram usados para determinação dos eventos da marcha. As variáveis angulares foram extraídas através do modelo biomecânico de corpos rígidos. As

variáveis extraídas foram: amplitude de movimento (ADM) no plano sagital do ombro esquerdo, do tronco superior, do tronco inferior, da pelve, dos quadris e dos joelhos; ADM no plano transverso do tronco superior, do tronco inferior e da pelve; pico de amplitude de movimento de extensão do ombro esquerdo, de flexão do ombro esquerdo, de extensão dos quadris e de flexão dos joelhos. Para a criação dessas variáveis foi utilizada a seguinte sequência de Cardan: látero- medial, ântero-posterior e súpero-inferior.

3.5.2. Análise Inferencial

Para realização da análise descritiva das amplitudes de movimento de pelve, quadris e joelhos foram utilizadas médias e desvios-padrão. Para análise das variáveis discretas (amplitude de movimento e pico de movimento articular) foi realizado teste t pareado para comparar o comportamento das variáveis nas duas condições analisadas (membro superior dominante livre e membro superior dominante contido).

4. ANÁLISE DA QUALIDADE DOS DADOS

Este capítulo apresenta o pré-processamento necessário para corrigir ou ao menos atenuar os erros de medição e os artefatos decorrentes do processo de aquisição dos dados.

Os dados cinemáticos e cinéticos foram verificados no software de aquisição de dados do sistema de análise de movimento e, posteriormente, processados no software Visual 3D. Durante o processamento inicial foram observados alguns erros de medição aleatórios em diferentes marcadores, em diferentes momentos da coleta. Erros aleatórios podem ser definidos como erros que acontecem de forma aleatória em torno de um atrator. No presente estudo, o atrator pode ser considerado a trajetória da marcha dentro do laboratório. Para lidar com esses problemas, os dados foram analisados através do software MATLAB (MathWorks Inc.). Trata-se de uma linguagem de programação científica para prototipagem, a qual permite o desenvolvimento de técnicas de análise de dados capazes de representar realisticamente os fenômenos observados.

Tendo em vista os problemas encontrados, foram testadas três diferentes abordagens para correção dos erros de medição, a saber: filtro de mediana de ordem 21; filtro Butterworth passa baixa de terceira ordem com frequência de corte de 6Hz; PCA (*Principal component analysis* ou análise em componentes principais).

Os gráficos foram plotados para um marcador virtual, pois possui interpretação física mais direta. Porém, teria sido também interessante analisar as séries temporais de marcadores reais, pois seus valores sofreram menor processamento. O marcador virtual selecionado foi escolhido por apresentar erros evidentes o que foi conveniente para realçar os efeitos dos métodos de atenuação de erro testados.

O filtro Butterworth é um filtro passa-baixa muito usado em análises cinemáticas.

A filtragem digital é um procedimento matemático usado para atenuar o ruído de dados sem alterar o sinal real do fenômeno analisado. Um filtro de passa-baixa permite que os sinais de baixa frequência passem pelo filtro sem serem alterados, enquanto os sinais de alta frequência são atenuados (WINTER, 2009). O filtro Butterworth de terceira ordem com frequência de corte de 6Hz tem sido utilizado em dados cinemáticos de marcha (WINTER, 2009b; WINTER, SIDWALL, HOBSON, 1974). Nos dados em questão, o filtro Butterworth foi usado no sentido direto do tempo e no sentido reverso do tempo, com o objetivo de corrigir possíveis atrasos no processamento offline. Houve uma melhora do sinal em alguns pontos, mas grande parte dos erros de medição continuaram presentes.

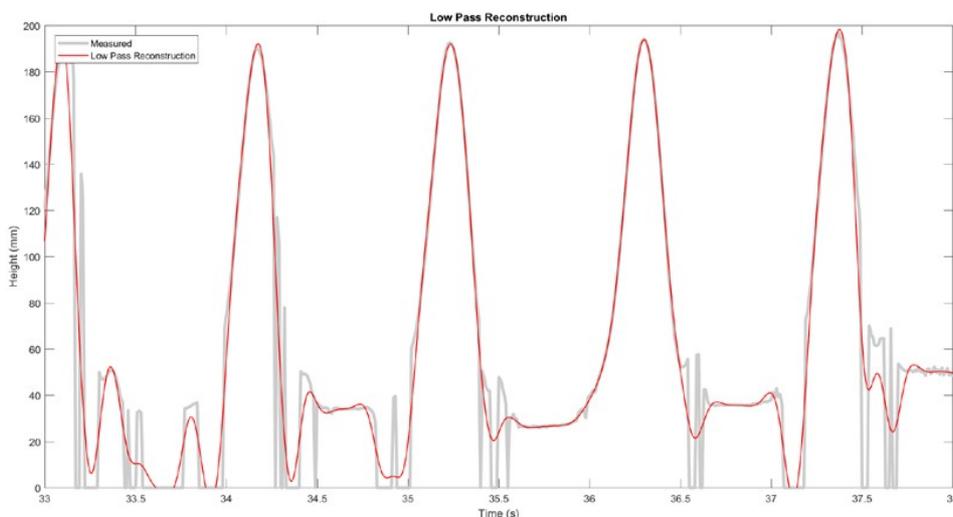


Figura 6: Gráfico comparativo entre o sinal original e o resultado após a utilização do filtro passa-baixa do tipo Butterworth no sinal da marca da tuberosidade peroneal direita. O sinal original está representado pelo traçado cinza e o sinal após aplicação do filtro pelo traçado vermelho.

A figura 6 ilustra o resultado obtido no sinal da marca da tuberosidade peroneal direita. O sinal original está em cinza e o resultado após a aplicação do filtro passa-baixa do tipo Butterworth de terceira ordem com frequência de corte de 6Hz em vermelho. Nota-se suavização da curva, porém os erros de medição não foram completamente removidos. Uma explicação possível para esse resultado é o fato dos ruídos provocados pelos erros de medição serem de baixa frequência e, por estarem na mesma faixa de frequência do sinal, não foram atenuados.

O filtro de mediana é comumente usado para remoção de ruídos em sinais biológicos (CERUTTI *et al.*, 1996). A sua ordem define o número de pontos a serem utilizados para cálculo da mediana e, no caso do sinal em questão, foram testadas diferentes ordens até que o melhor valor fosse encontrado.

diferentes ordens até que o melhor valor fosse encontrado. Quanto maior a ordem do filtro maiores serão os artefatos gerados por ele. Foram realizados testes empíricos nos dados da mesma marca e esses testes revelaram que a melhor ordem foi 21. Houve uma melhora significativa do sinal nos pontos onde havia erros de medição, porém houve deformação dos dados nos picos do sinal.

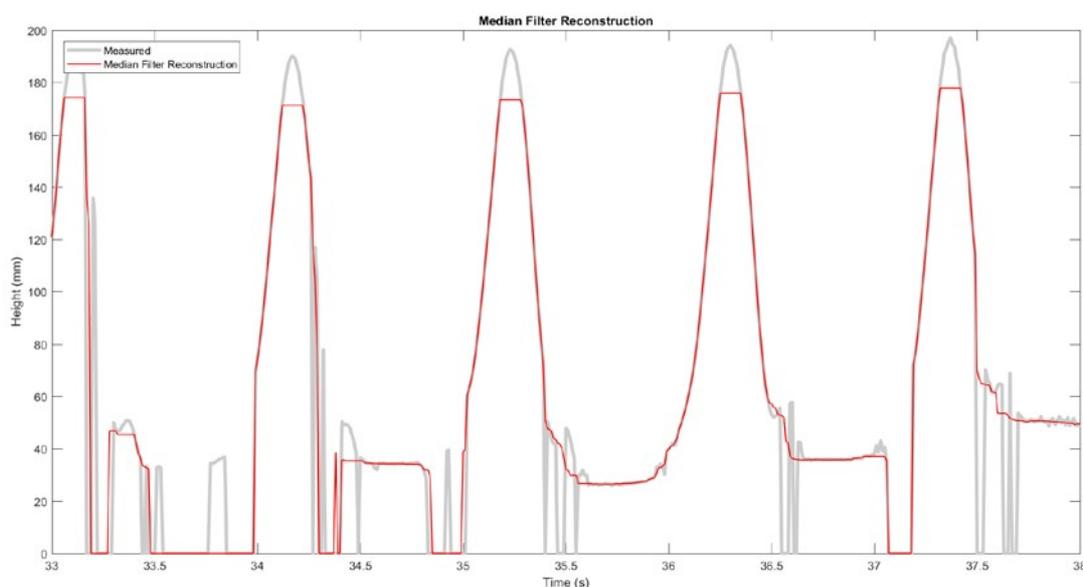


Figura 7: Gráfico comparativo entre o sinal original e o resultado após a utilização do filtro de mediana no sinal da marca da tuberosidade peroneal direita. O sinal original está representado pelo traçado cinza e o sinal após aplicação do filtro pelo traçado vermelho.

A figura 7 ilustra o resultado obtido no sinal da marca da tuberosidade peroneal direita. O sinal original está em cinza e o resultado após uso do filtro de mediana de ordem 21 em vermelho. É possível observar uma melhora dos erros de medição, porém há uma grande deformação do sinal com achatamento dos picos. Uma possibilidade para que o filtro de mediana traga resultados melhores é elaborar uma equação que possibilite a utilização do filtro apenas nos pontos onde há ruído. Esse procedimento não foi realizado no presente estudo, mas poderia ser testado em pesquisas futuras.

A PCA é matematicamente definida como uma transformação linear ortogonal que transforma os dados para um novo sistema de coordenadas de forma que a maior variância dos dados fica ao longo da primeira coordenada (primeira componente principal), a segunda maior variância fica ao longo da segunda coordenada e assim por diante. A PCA é um método que tem por objetivo reduzir a quantidade de variáveis correlacionadas entre si, retendo a maior parte da variabilidade dos dados originais (DELUZIO, K J; ASTEPHEN, 2007; KIRKWOOD *et al.*, 2011). Esse método retorna como resultado componentes principais (CP) que não são correlacionadas e são ordenadas de forma que a primeira CP explica a maior proporção da variabilidade dos dados (DELUZIO, K J; ASTEPHEN, 2007; DELUZIO, KEVIN J *et al.*, 1997; KIRKWOOD *et al.*, 2011). Além de ser utilizada para redução de dimensionalidade, a PCA também pode ser usada com o objetivo de determinar quais componentes melhor explicam o movimento. Tendo em vista a relação existente entre os segmentos corporais durante os movimentos funcionais e a ideia de que o movimento global pode ser explicado por suas partes, podemos prever a trajetória de um marcador de acordo com a trajetória dos demais, já que existe um acoplamento físico entre os marcadores

de um mesmo segmento e um acoplamento funcional entre os marcadores de diferentes segmentos. No caso dos dados em questão a PCA foi usada duas vezes:

A primeira teve como objetivo definir um sistema de coordenadas no próprio corpo a cada quadro. Na coleta de dados foi utilizado um sistema de coordenadas global do laboratório que, ao ser utilizado como referência para a PCA gera confusão e erro. Sendo assim, uma rotina foi criada para que fosse definido um sistema de coordenadas no próprio corpo com base na posição dos marcadores do tronco e da pelve e para que esse sistema fosse alterado a cada quadro – já que o corpo se encontra em movimento constante e sua posição em um quadro é diferente da posição no quadro seguinte.

A segunda PCA teve por objetivo identificar as CP das séries temporais relativas ao deslocamento dos marcadores utilizados durante a coleta de dados. A partir disso, os dados foram reconstruídos com o menor número possível de CP respeitando os graus de liberdade do sistema, a fim de minimizar o ruído e, assim, diminuir a influência do ruído nas variáveis de desfecho. O número mínimo foi de 30 CP e foi definido empiricamente. Acima desse número não há ganho de informação e abaixo dele há perda de informação dos dados. Os dados então foram reconstruídos utilizando apenas as componentes principais identificadas.

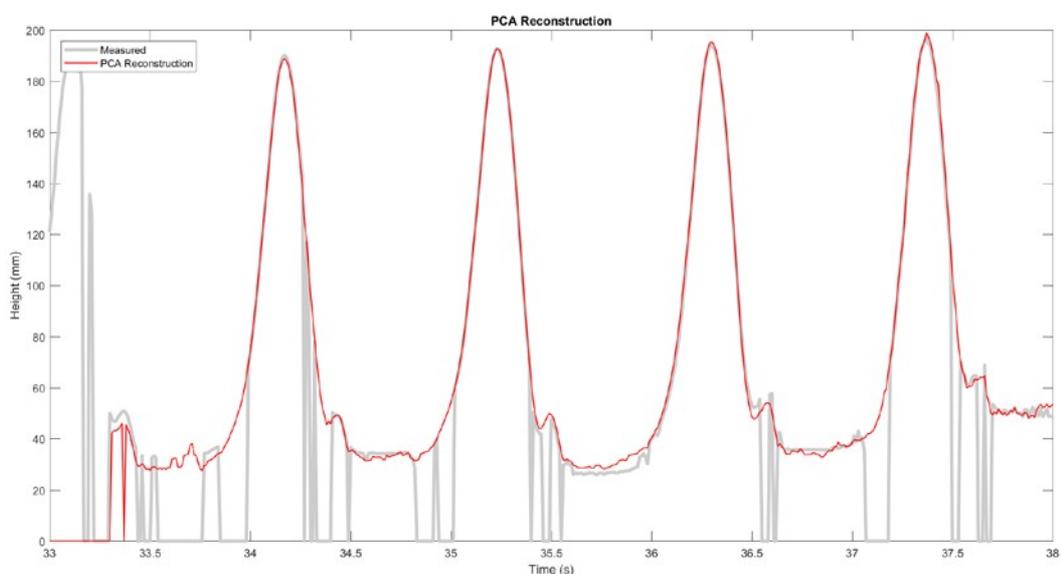


Figura 8: Gráfico comparativo entre o sinal original e o resultado após utilização da PCA no sinal da marca da tuberosidade peroneal direita. O sinal original está representado pelo traçado cinza e o sinal após aplicação da PCA pelo traçado vermelho.

A figura 8 ilustra o resultado obtido no sinal da tuberosidade peroneal direita. O sinal original está em cinza e o sinal após o uso da PCA em vermelho. É possível observar uma melhora dos erros de medição sem a geração de artefatos que distorçam os dados.

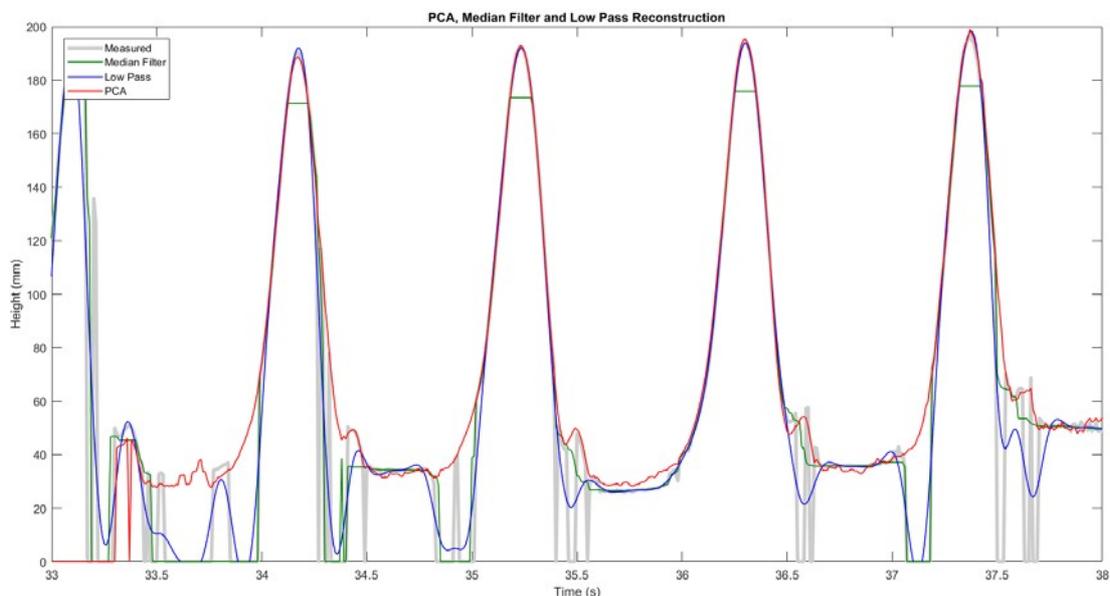


Figura 9: Gráfico comparativo entre o sinal original e o resultado após a utilização dos três processos de reconstrução do sinal. O sinal original está representado pelo traçado cinza, após aplicação do filtro passa-baixa do tipo Butterworth em azul, após aplicação do filtro de mediana em verde e após aplicação da PCA em vermelho.

Finalmente, a figura 9 traz uma comparação dos três métodos utilizados para atenuação dos erros de medição nos dados em questão. É possível perceber uma maior atenuação dos erros sem distorção dos dados quando usada a PCA.

Uma vez corrigidos ou atenuados os erros decorrentes do processo de aquisição dos dados, pode-se passar à análise propriamente dita. Os dados de todos os indivíduos foram então processados inicialmente no MATLAB (MathWorks Inc.) e, posteriormente,

no software Visual 3D® (C-Motion Inc, Germantown, MD, Estados Unidos). O próximo capítulo tem como objetivo apresentar os resultados encontrados após esses processamentos.

5. RESULTADOS

Um total de 11 indivíduos foram submetidos à avaliação cinemática da marcha no período de abril a junho de 2017. Desses, 2 foram excluídos, um durante a coleta por dificuldade de entendimento dos comandos e outro durante a fase de análise dos dados. Todos os indivíduos incluídos no estudo eram destros, sendo assim, todos tiveram o membro superior direito contido ativamente na condição de membro superior dominante contido. A tabela 1 contém os dados dos indivíduos incluídos no estudo.

Tabela 1: Dados demográficos dos indivíduos incluídos no estudo.

Indivíduos	Sexo	Idade	Altura	Massa corporal	Membro inferior dominante	Membro superior dominante
Suj. 1	Feminino	22	1,65	59,8	Direito	Direito
Suj. 2	Feminino	23	1,50	47,1	Direito	Direito
Suj. 3	Masculino	32	1,85	89,9	Direito	Direito
Suj. 4	Masculino	24	1,825	77,7	Direito	Direito
Suj. 5	Feminino	22	1,60	55,8	Direito	Direito
Suj. 6	Masculino	23	1,70	71,0	Direito	Direito
Suj. 7	Masculino	19	1,75	66,6	Direito	Direito
Suj. 8	Masculino	21	1,68	79,9	Direito	Direito
Suj. 9	Feminino	23	1,56	55,1	Direito	Direito

Os padrões de movimento das articulações da pelve, dos quadris e dos joelhos foram comparados nas duas condições de movimento: com membro superior dominante livre e com membro superior dominante contido ativamente. Todos os indivíduos mantiveram a cadência e a velocidade da marcha constantes nas duas condições. As trajetórias de movimento da pelve, quadris e joelhos no plano sagital foram analisadas de forma descritiva e serão listadas a seguir.

5.1. Análise descritiva dos padrões de movimento

5.1.1. Cinemática da pelve

O movimento da pelve no plano sagital acontece em um arco de movimento muito pequeno, em torno de 2° a 4° , levando em consideração todo o ciclo da marcha. O padrão de movimento durante a fase de apoio se assemelha a um ciclo completo de uma curva senoidal, estando próximo ao neutro no início do contato inicial, indo para uma postura de *tilt* posterior, passando pelo *tilt* anterior e iniciando novo movimento de *tilt* posterior ao final da fase de apoio (NEUMANN, 2010).

Durante a marcha com o membro superior dominante contido foi possível observar um pequeno aumento na translação da pelve, sem alteração da fase quando comparado com a marcha com o membro superior dominante livre.

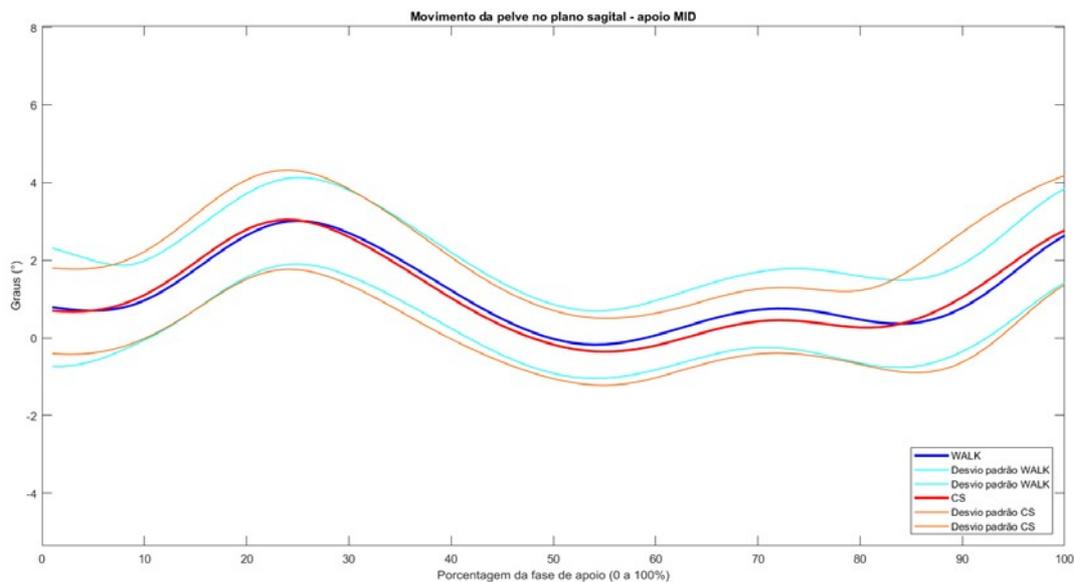


Figura 10: Movimento da pelve no plano sagital durante apoio com o membro inferior direito. WALK: condição de membros superiores livres; CS: membro superior dominante contido. Valores positivos: tilt posterior; valores negativos: tilt anterior.

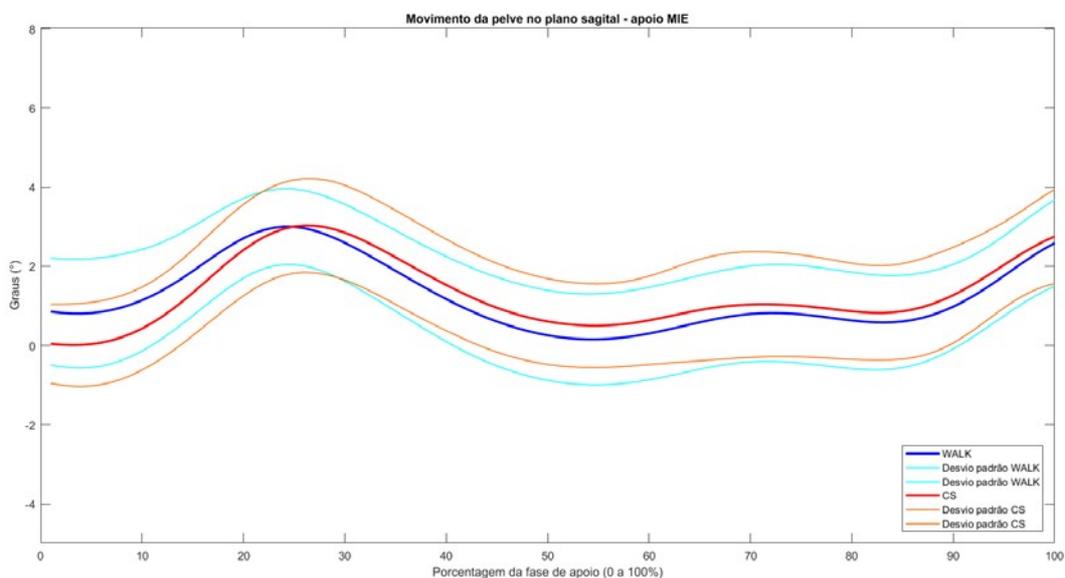
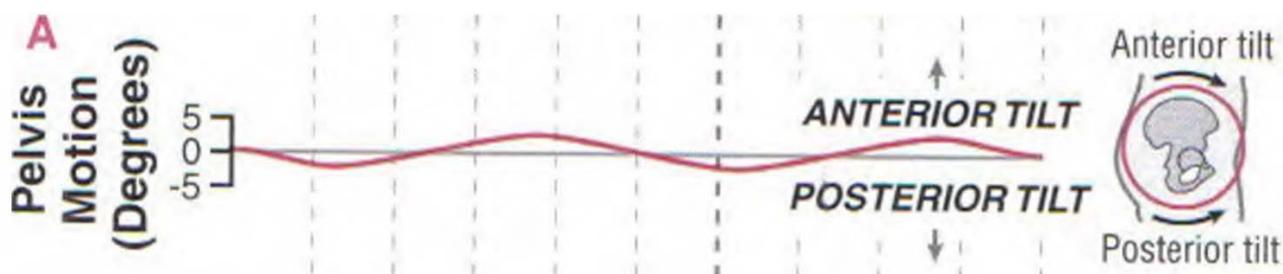


Figura 11: Movimento da pelve no plano sagital durante apoio com o membro inferior esquerdo. WALK: condição de membros superiores livres; CS: membro superior dominante contido. Valores positivos: tilt posterior; valores negativos: tilt anterior.



5.1.2. Cinemática dos quadris

Durante a fase de apoio o quadril percorre um arco de movimento de aproximadamente 40° , sendo que no contato inicial ele se encontra em uma posição de aproximadamente 30° de flexão chegando a um pico de extensão de 10° durante a fase de apoio médio. No apoio terminal é iniciado um movimento de flexão do quadril para permitir o início da fase de balanço (PERRY, 2005).

A contenção do membro superior dominante promoveu uma mudança no movimento do quadril ipsilateral durante a fase de apoio. A maior parte dos indivíduos apresentou uma menor extensão do quadril direito durante a fase de apoio na condição de membro superior direito contido.

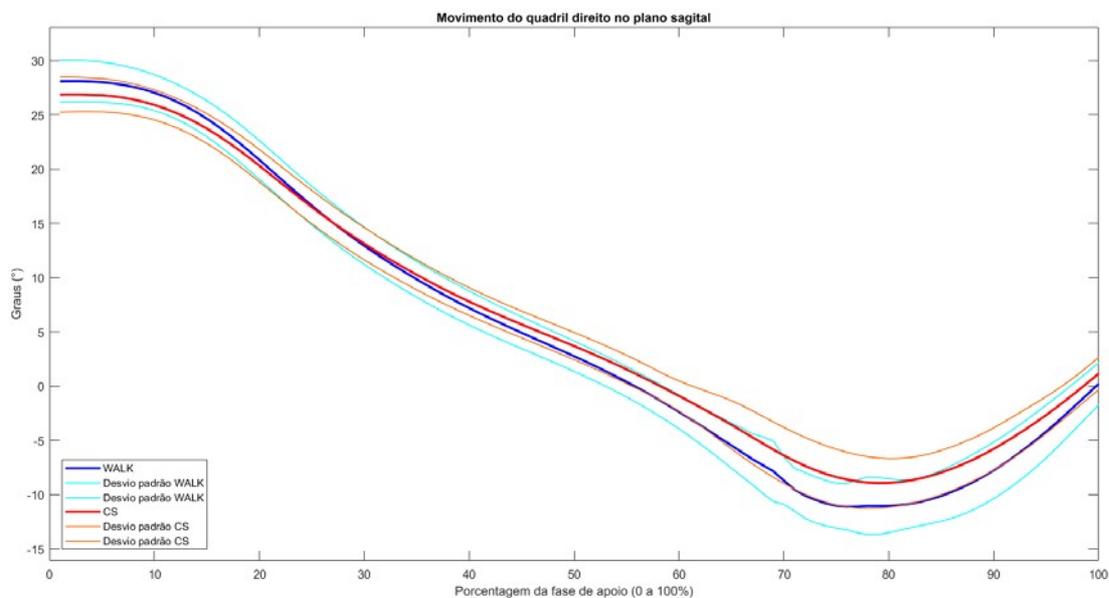


Figura 13: Movimento do quadril direito no plano sagital durante a fase de apoio da marcha. WALK: condição de membros superiores livres; CS: membro superior dominante contido. Valores positivos: flexão do quadril; valores negativos: extensão do quadril.

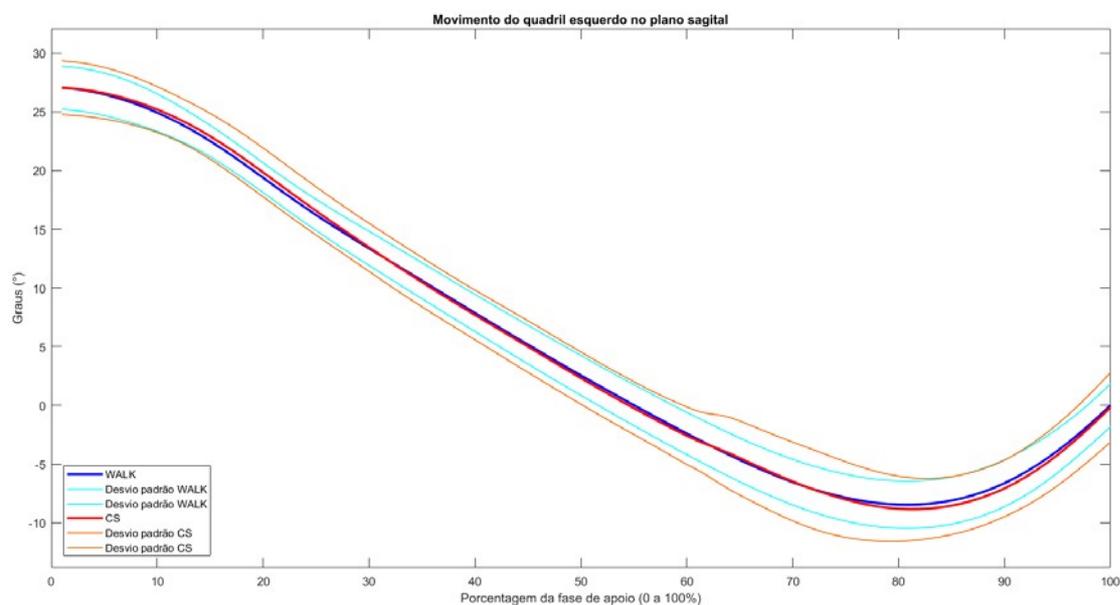


Figura 14: Movimento do quadril esquerdo no plano sagital durante a fase de apoio da marcha. WALK: condição de membros superiores livres; CS: membro superior dominante contido. Valores positivos: flexão do quadril; valores negativos: extensão do quadril.

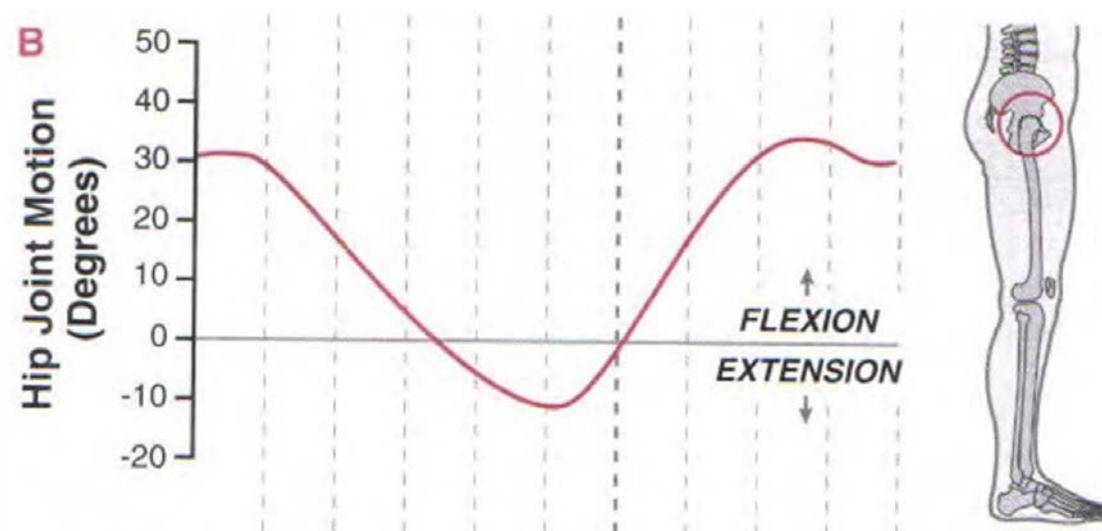


Figura 15: Gráfico de referência do movimento do quadril durante a fase de apoio da marcha (fase de apoio: do início até a linha pontilhada). Fonte: Neumann, 2010.

5.1.3. Cinemática dos joelhos

No contato inicial, o joelho está fletido em torno de 5° . Com o início do apoio simples, o joelho completa sua flexão na fase de apoio (aproximadamente 18° a 15% do ciclo). Durante o restante do apoio médio, o joelho estende-se gradualmente, até alcançar a flexão mínima. No apoio terminal ocorre uma nova fase de flexão do joelho, chegando a aproximadamente 40° (PERRY, 2005).

Os indivíduos incluídos no estudo apresentaram uma maior excursão de movimento de flexão nas duas condições, nos dois joelhos, quando comparados aos valores de referência. Quando comparadas as duas condições, o arco de movimento do joelho direito foi maior na condição de membro superior dominante contido.

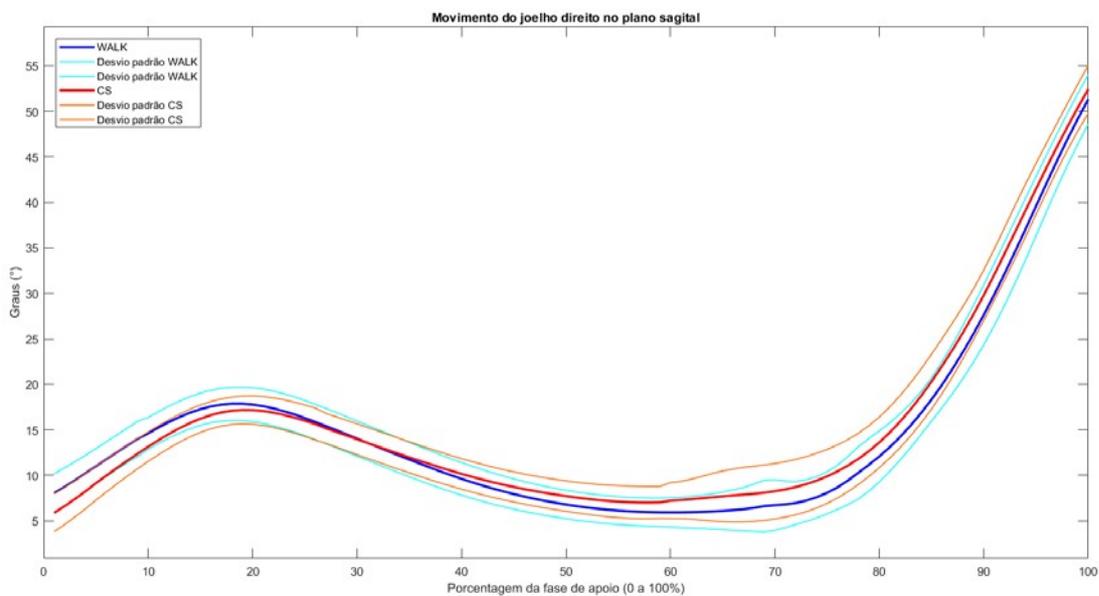


Figura 16: Movimento do joelho direito no plano sagital durante a fase de apoio da marcha. WALK: condição de membros superiores livres; CS: membro superior dominante contido. Valores positivos: flexão do joelho; valores negativos: extensão do joelho.

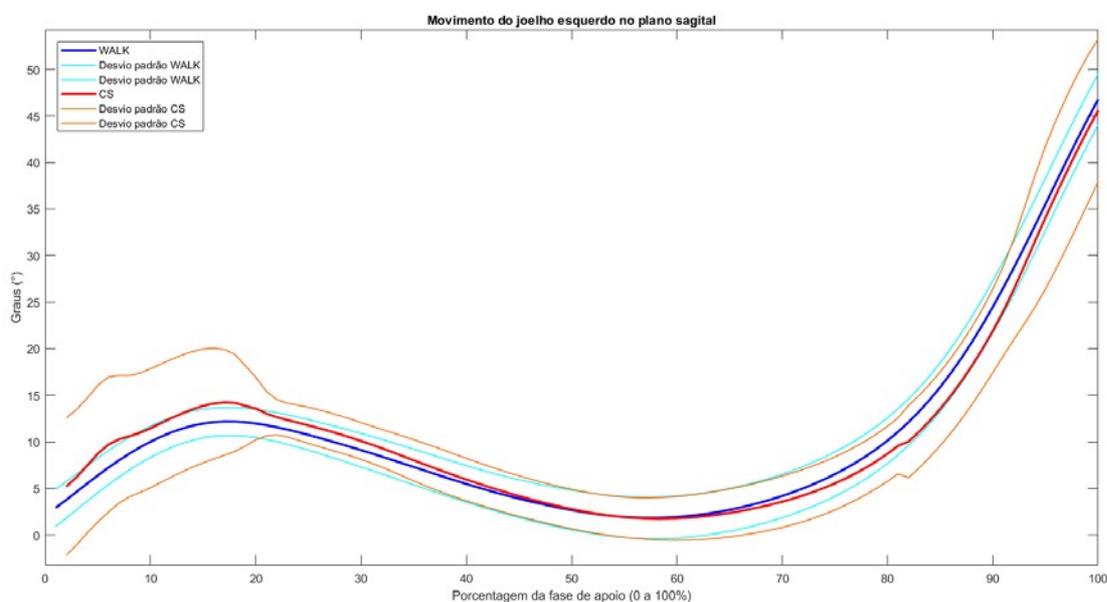


Figura 17: Movimento do joelho esquerdo no plano sagital durante a fase de apoio da marcha.

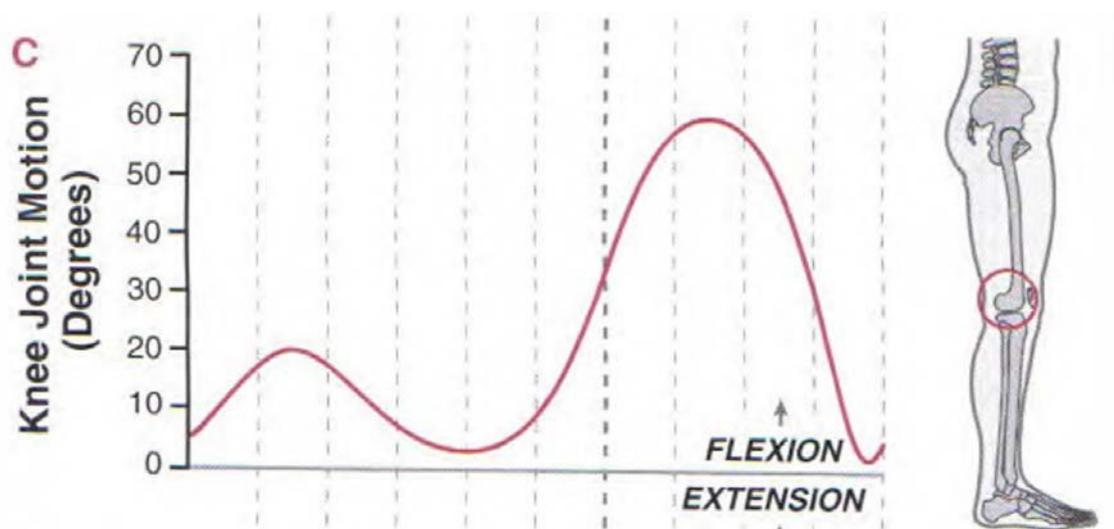


Figura 18: Gráfico de referência do movimento do joelho durante a fase de apoio da marcha (fase de apoio: do início até a linha pontilhada). **Fonte: Neumann, 2010.**

5.2. Análise inferencial

Para a análise inferencial foram selecionadas duas variáveis discretas – amplitude de movimento e pico de movimento articular. Foi realizada a análise dessas duas variáveis nas articulações do ombro esquerdo, do tronco superior, do tronco inferior, da pelve, dos quadris e dos joelhos. As tabelas 2 a 4 trazem os resultados encontrados após realização do teste t pareado. Para análise da amplitude de movimento do ombro esquerdo e do tronco superior foram excluídos os dados de um sujeito por terem apresentado erros de medição.

5.2.1. Variável discreta: amplitude de movimento no plano sagital

Tabela 2: Significância da variável amplitude de movimento (* $p \leq 0,05$).

Variável	<i>p</i> valor	Média e desvio padrão (membros superiores livres)	Média e desvio padrão (membro superior dominante contido)
ADM ombro esquerdo	0,75	6,30 (\pm 3,29)	4,81 (\pm 3,59)
ADM tronco superior	0,19	-0,95 (\pm 2,47)	-0,76 (\pm 2,49)
ADM tronco inferior	0,64	-3,72 (\pm 4,97)	-3,34 (\pm 4,63)
ADM pelve	0,96	1,37 (\pm 2,69)	1,36 (\pm 2,81)
ADM quadril direito	0,42	16,77 (\pm 9,36)	17,81 (\pm 9,93)
ADM quadril esquerdo	0,86	16,45 (\pm 7,01)	18,06 (\pm 7,28)
ADM joelho direito	0,07*	57,30 (\pm 9,88)	49,99 (\pm 4,37)
ADM joelho esquerdo	0,45	48,42 (\pm 4,92)	49,75 (\pm 6,90)

5.2.2. Variável discreta: amplitude de movimento no plano transversal

Tabela 3: Significância da variável amplitude de movimento (* $p \leq 0,05$).

Variável	<i>p</i> valor	Média e desvio padrão (membros superiores livres)	Média e desvio padrão (membro superior dominante contido)
ADM tronco superior	0,66	2,71 (\pm 3,12)	3,02 (\pm 2,26)
ADM tronco inferior	0,19	0,25 (\pm 1,55)	-0,53 (\pm 0,47)
ADM pelve	0,43	0,05 (\pm 0,67)	-0,20 (\pm 0,55)

5.2.3. Variável discreta: pico de amplitude de movimento

Tabela 4: Significância da variável pico de amplitude de movimento ($*p \leq 0,05$).

Variável	p valor	Média e desvio padrão (membros superiores livres)	Média e desvio padrão (membro superior dominante contido)
Pico de extensão do ombro esquerdo	0,12	-13,11 (\pm 2,56)	-14,05 (\pm 2,26)
Pico de flexão do ombro esquerdo	0,63	17,90 (\pm 4,35)	18,47 (\pm 4,47)
Pico de extensão do quadril direito	0,04*	-11,57 (\pm 4,78)	-9,24 (\pm 5,82)
Pico de extensão do quadril esquerdo	0,78	-8,88 (\pm 4,25)	-9,07 (\pm 4,27)
Pico de flexão do joelho direito	0,34	53,31 (\pm 4,86)	54,32 (\pm 6,10)
Pico de flexão do joelho esquerdo	0,76	48,76 (\pm 4,79)	49,27 (\pm 5,59)

Utilizando o critério de valor $p \leq 0,05$, observa-se que houve diferença estatisticamente significativa apenas para a variável pico de extensão do quadril direito ($p = 0,04$), representando um menor pico de extensão do quadril direito na condição de membro superior dominante contido. O valor de significância da amplitude de movimento do joelho direito foi próximo à margem ($p = 0,07$) e, apesar de não ser estatisticamente significativo, nos mostra uma tendência de aumento do arco de movimento na condição de membro superior dominante contido.

5.3. Análise descritiva do comportamento dos indivíduos nas diferentes condições de movimento propostas

Com o objetivo de verificar a distribuição dos dados e entender se, mesmo sem uma diferença estatisticamente significativa, existe alguma tendência de comportamento de

movimento, os dados referentes às amplitudes de movimento de ombro esquerdo, tronco superior, tronco inferior, pelve, quadris e joelhos foram representados em gráficos do tipo *boxplot*. Essa ferramenta é usada frequentemente para analisar e comparar a variação de uma variável entre diferentes grupos de dados (DEVORE, 2006). Em todos os gráficos vemos os dados representados da seguinte forma: colunas ímpares representando os dados de cada sujeito na condição de membros superiores livres e colunas pares subsequentes representando os dados do mesmo sujeito na condição de membro superior dominante contido.

A figura 19 traz a análise do movimento do ombro esquerdo no plano sagital. É possível observar que houve uma tendência de aumento da excursão de movimento na condição de membro superior dominante contido em comparação com a condição de membros superiores livres. Esse aumento aconteceu, principalmente, no sentido do aumento do pico de extensão do ombro.

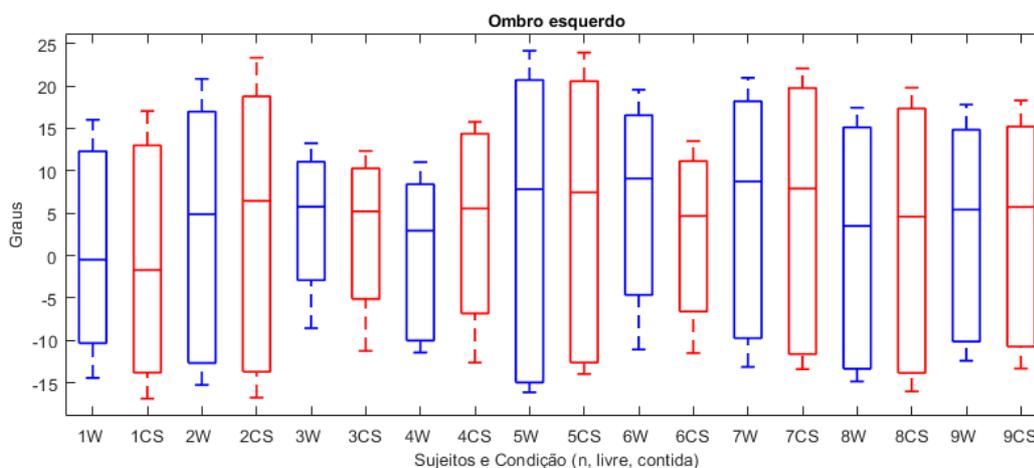


Figura 19: Amplitude de movimento do ombro esquerdo.

O movimento do tronco superior no plano sagital está ilustrado na figura 20. É possível observar mudanças nas angulações nas diferentes condições, mas os arcos de movimento foram semelhantes.

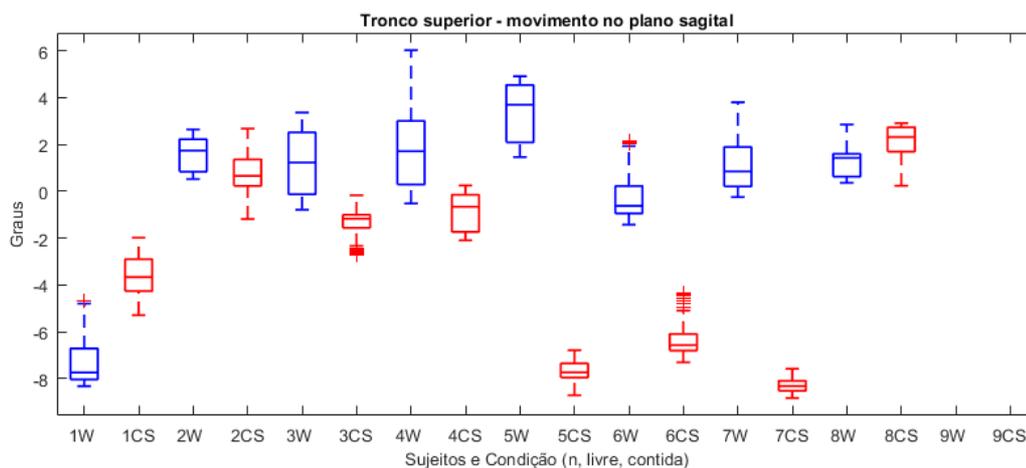


Figura 20: Amplitude de movimento do tronco superior no plano sagital.

A figura 21 mostra o movimento do tronco superior no plano transversal. É possível observar diferenças nas angulações dos movimentos entre as condições.

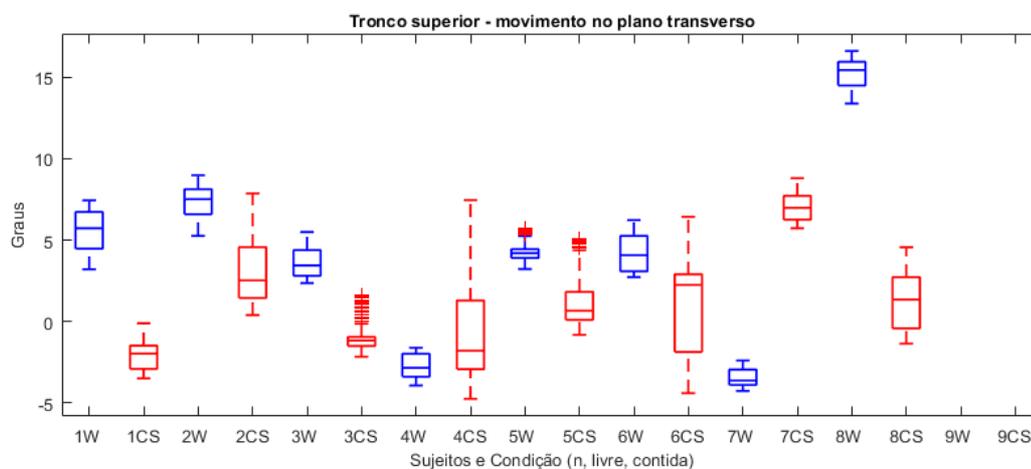


Figura 21: Amplitude de movimento do tronco superior no plano transversal.

A figura 22 traz o movimento do tronco inferior no plano sagital. Apesar de alguns sujeitos terem apresentado um maior arco de movimento na condição de membro superior dominante contido, não houve diferença estatisticamente significativa.

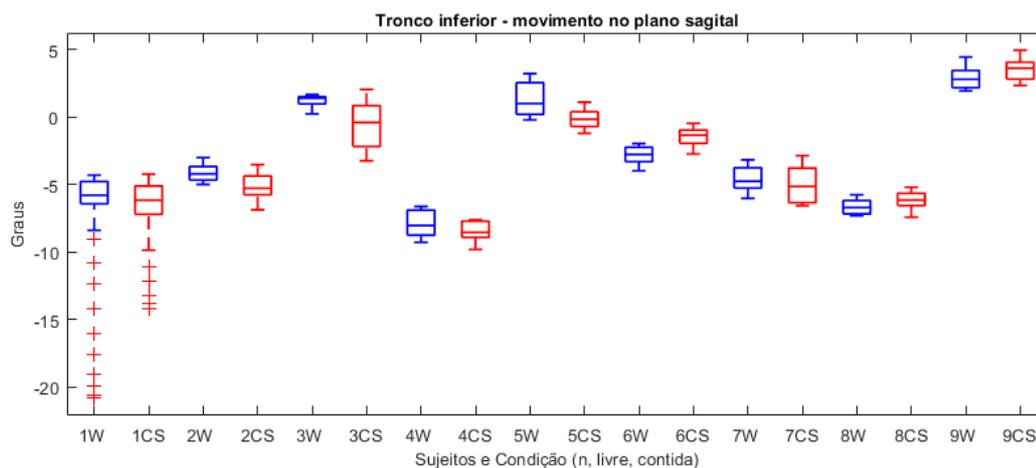


Figura 22: Amplitude de movimento do tronco inferior no plano sagital.

Na figura 23 temos a comparação do movimento do tronco inferior no plano transversal. Em 6 dos 9 indivíduos analisados, houve um aumento do arco de movimento do tronco inferior na condição de membro superior dominante contido.

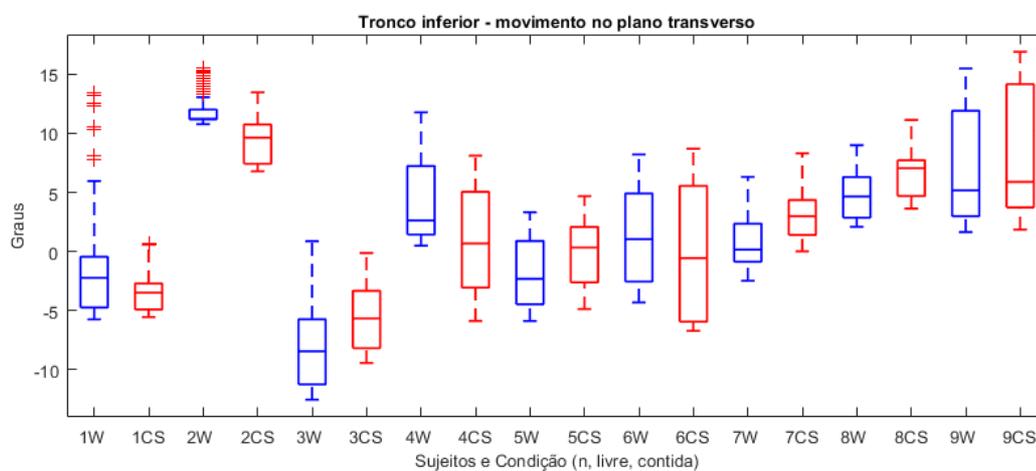


Figura 23: Amplitude de movimento do tronco inferior no plano transversal.

A figura 24 traz o movimento da pelve no plano sagital. Nas duas condições, a pelve se comportou de forma similar, não sendo possível observar diferenças no comportamento nas duas condições.

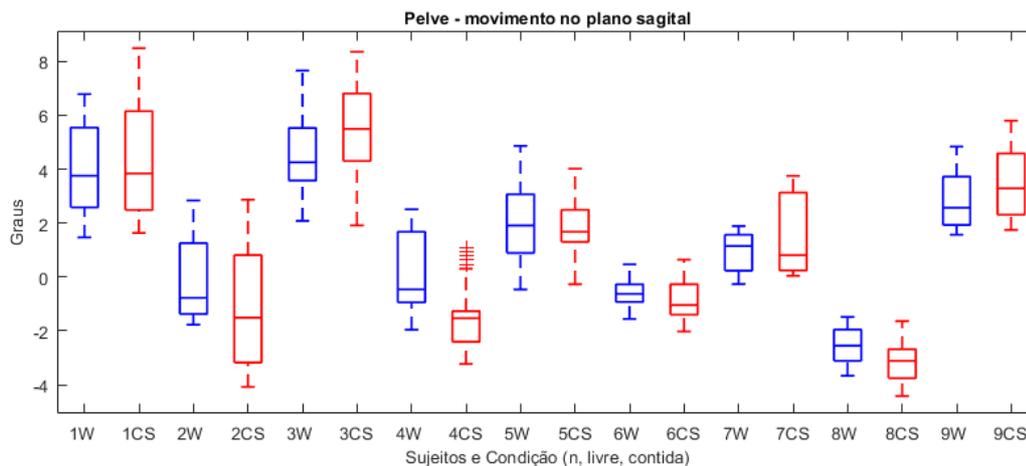


Figura 24: Amplitude de movimento da pelve no plano sagital.

Na figura 25 temos o movimento da pelve no plano transversal. Não é possível observar diferença no comportamento motor entre as duas condições analisadas.

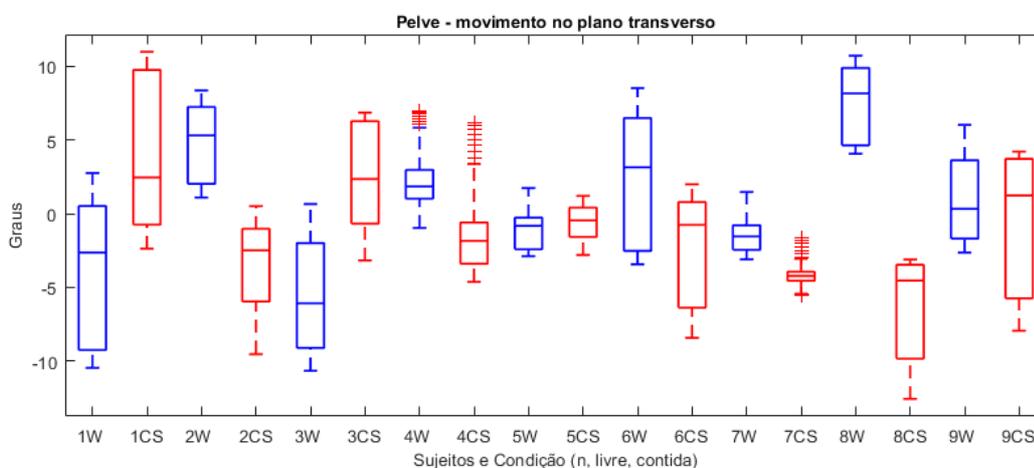


Figura 25: Amplitude de movimento da pelve no plano transversal.

A figura 26 traz o movimento do quadril direito no plano sagital. Não é possível observar diferença significativa no comportamento do movimento entre as duas condições analisadas.

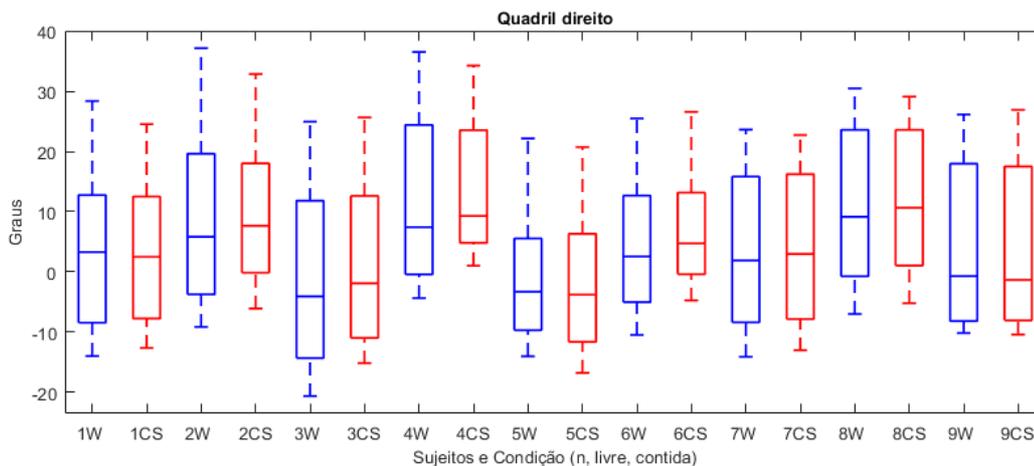


Figura 26: Amplitude de movimento do quadril direito.

A amplitude de movimento do quadril esquerdo no plano sagital está representada na figura 27. Assim como no quadril direito, não é possível observar diferença no comportamento do movimento do quadril esquerdo no plano sagital.

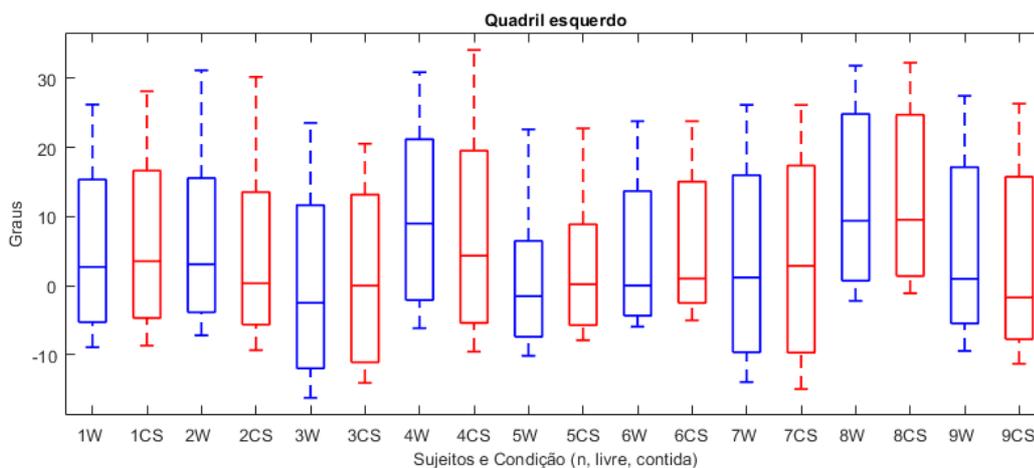


Figura 27: Amplitude de movimento do quadril esquerdo.

Na figura 28 temos o movimento do joelho direito no plano sagital, o qual não apresentou diferenças entre as duas condições.

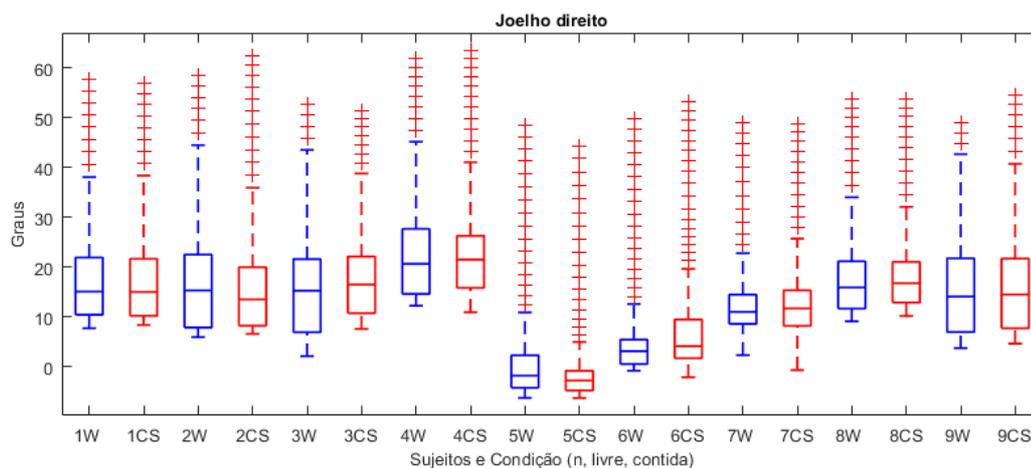


Figura 28: Amplitude de movimento do joelho direito.

O movimento do joelho esquerdo pode ser comparado na figura 29. Não se observa diferença no comportamento motor do joelho esquerdo no plano sagital entre as condições de membros superiores livres e membro superior dominante contido.

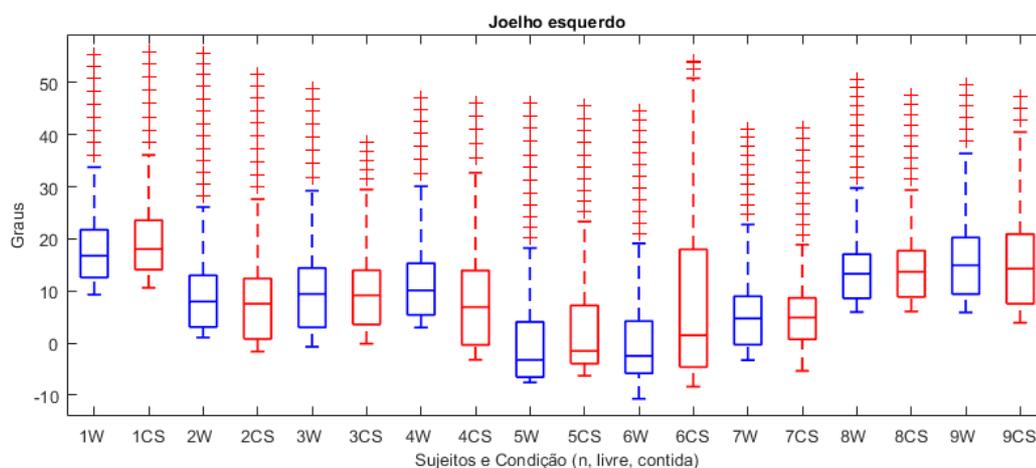


Figura 29: Amplitude de movimento do joelho esquerdo.

Ao final da análise realizada observa-se que a contenção do membro superior direito causa alteração estatisticamente significativa nos movimentos do quadril direito e do joelho direito. Especificamente, houve uma redução do pico de extensão do quadril direito e um maior arco de movimento do joelho direito. Os pontos que aparecem como

“outliers” correspondem ao trecho final da fase de apoio, o qual corresponde a apenas 15% da mesma. Aparecem como “outliers” por conterem um número reduzido de amostras. Entretanto, fazem parte do movimento normal.

O próximo capítulo apresenta uma discussão sobre o conjunto dos experimentos realizados.

6. DISCUSSÃO

Apesar de não haver consenso na literatura em relação ao motivo e à forma como acontece o balanço dos membros superiores durante marcha, é de comum acordo que o balanço ocorre e que interfere em outros segmentos corporais e na funcionalidade da marcha (DEDIEU; ZANONE, 2012; GOUDRIAAN *et al.*, 2014; MEYNS; BRUIJN; DUYSSENS, 2013; PONTZER *et al.*, 2009). Alguns estudos utilizam dispositivos passivos para restringir o movimento dos membros superiores, enquanto outros solicitam que os sujeitos cruzem os braços em torno do peito e outros ainda solicitam que o sujeito iniba ativamente o movimento do membro superior, como é o caso do presente estudo. Essas diferentes formas de restrição do movimento podem justificar as diferenças encontradas nos resultados dos estudos citados acima, mas existem evidências que tanto a restrição voluntária quanto a restrição passiva resultam em uma supressão similar do movimento do complexo articular do ombro tanto no plano sagital quanto no plano transversal (JACKSON, 1983).

No presente estudo, foi utilizado o critério de probabilidade de significância $p \leq 0,05$ para considerar uma diferença estatisticamente significativa quando comparadas as duas condições de movimento. Esse valor foi definido de acordo com o utilizado em estudos de referência da área de análise de movimento (ex. DEDIEU; ZANONE, 2012). Porém, é necessário considerar que algumas alterações encontradas, apesar de não terem atendido a esse critério, merecem ser consideradas, pois tiveram um efeito claramente perceptível no padrão de movimento dos indivíduos. A medida do p valor é bastante influenciada pelo tamanho da amostra. Amostras grandes tendem a produzir valores p pequenos, enquanto amostras pequenas tendem a produzir valores p maiores, ainda que exista um importante efeito sob o ponto de vista prático (ALTMAN, 1995; GARDNER, 1986). Tendo em vista que a amostra do presente estudo foi pequena (nove indivíduos),

algumas diferenças, apesar de não terem atendido ao critério de probabilidade de significância $p \leq 0,05$, representaram uma tendência de mudança de acordo com a condição analisada. Tais casos serão apresentados a seguir.

A redução do balanço dos membros superiores leva a uma redução na rotação do tronco superior no plano transversal e, conseqüentemente, a uma menor transferência de energia do tronco superior para o tronco inferior (FORD; WAGENAAR; NEWELL, 2007). Quando reduzimos ativamente o balanço de um dos membros superiores observamos um aumento do balanço do outro membro superior, possivelmente com o objetivo de manter a coordenação e a transferência de energia entre o tronco superior e o tronco inferior.

No presente estudo foi possível observar aumento no arco de movimento do ombro esquerdo, com aumento do pico de extensão, corroborando com os achados de estudos anteriores. Porém, não foi possível observar mudanças na rotação do tronco superior, achado que não corrobora com resultados de estudos anteriores (FORD; WAGENAAR; NEWELL, 2007). O aumento do balanço do membro superior contralateral acontece com o intuito de manter a coordenação motora e o padrão biomecânico da marcha. Como a contenção do membro superior dominante foi ativa, ou seja, houve contração muscular sustentada, não houve redução na transferência de energia dos membros superiores para o tronco, apesar de não haver balanço do membro superior dominante.

Analisando os gráficos de movimentação da pelve no plano sagital é possível perceber que não houve mudança significativa nos padrões de movimento da pelve nas diferentes condições. Em cinco dos nove indivíduos analisados (56%) houve um aumento na translação da pelve na condição de membro superior dominante contido ativamente. Esse pequeno aumento na translação pode ser uma demonstração da capacidade de adaptação do corpo humano quando uma restrição é encontrada, adaptação essa com o

objetivo de manter a coordenação do movimento entre os membros durante a marcha (FORD; WAGENAAR; NEWELL, 2007). Comparando os dados do estudo com os gráficos de referência é possível constatar que a pelve inicia o apoio do membro inferior esquerdo (contralateral à contenção) em uma postura de maior *tilt* posterior, o que pode ser explicado pelo posicionamento do membro superior contido – todos os sujeitos mantiveram a contenção ativa do membro superior mantendo leve padrão de extensão do ombro e o *tilt* posterior da pelve pode ter sido uma estratégia adotada para neutralizar o momento angular sobre o corpo (PONTZER *et al.*, 2009).

O arco de movimento dos quadris foi menor na condição de membro superior contido em 67% dos sujeitos deste estudo, sendo o arco percorrido pelo quadril direito maior que o do quadril esquerdo. Além disso, o pico de extensão dos quadris foi menor nessa condição, sendo que o pico do quadril direito apresentou diferença estatisticamente significativa ($p = 0,04$). Essas alterações podem ser explicadas pela manutenção da pelve em uma postura de *tilt* posterior, a qual provocou uma redução no pico de extensão dos quadris, devido a uma questão de alinhamento biomecânico. Essas alterações podem sugerir uma menor eficiência da impulsão.

A oscilação dos membros superiores em sentido oposto aos membros inferiores tem por objetivo minimizar o momento angular em torno do eixo verticalmente e, conseqüentemente, reduzir o gasto energético (GOUDRIAAN *et al.*, 2014). Sendo assim, seria esperado que a contenção ativa do membro superior dominante (direito de todos os voluntários) resultasse em alterações no membro inferior esquerdo. Porém, as maiores mudanças foram observadas no membro inferior ipsilateral à contenção. Os joelhos, por sua vez, apresentaram um maior arco de movimento na condição de membro superior contido, assim como maiores picos de flexão durante a fase de resposta à carga. Essa movimentação em maiores amplitudes aconteceu provavelmente com o intuito de manter

a frequência, o tamanho do passo e a cadência da marcha, em resposta à maior concentração da massa do membro superior direito verticalmente em relação ao joelho direito durante essa fase.

O efeito das alterações encontradas em termos de amplitude de movimento foi pequeno e isso pode ser explicado pela não variação na velocidade da marcha. Em ambas as condições de coleta os sujeitos foram orientados a caminhar em uma velocidade confortável e autosselecionada e essa velocidade foi aproximadamente a mesma nas duas condições. Sendo assim, as alterações nas amplitudes de movimento foram pequenas.

Os movimentos do tronco superior tanto no plano sagital quanto no plano transversal apresentaram mudanças nas angulações sem aumento da amplitude de movimento. Essas mudanças nas angulações podem ser entendidas pela orientação dada na coleta de contenção do movimento do membro superior dominante de forma ativa. Os indivíduos foram orientados a manter o membro superior dominante sem movimento na posição em que preferisse. Sendo assim, cada um adotou uma postura de acordo com sua preferência e essa postura pode ter interferido no movimento do tronco superior.

7. CONCLUSÃO

Neste estudo, com o objetivo de analisar os efeitos da supressão do movimento do membro superior dominante sobre a marcha, foram realizados experimentos de medição do movimento de marcadores distribuídos pelos membros superiores, tronco, pelve e membros inferiores. Observou-se que a contenção ativa do membro superior dominante durante a marcha em velocidade autosselecionada de indivíduos saudáveis promove uma mudança estatisticamente significativa no pico de extensão do quadril ipsilateral no sentido da redução da amplitude desse pico. Apesar das demais variáveis analisadas não terem apresentado uma diferença estatisticamente significativa, foi possível observar uma tendência de comportamento motor na maioria dos sujeitos em algumas das variáveis analisadas. A maioria dos indivíduos incluídos no estudo apresentou, na condição de membro superior dominante contido, um aumento no arco de movimento do joelho contralateral à contenção. Além disso, apresentaram também uma tendência a um maior pico de amplitude de extensão do ombro contralateral. Houve uma tendência também a um aumento da excursão de movimento dos joelhos (maior ADM).

Novos estudos são necessários com o intuito de correlacionar os achados cinemáticos com os parâmetros temporais da marcha e os dados cinéticos, com o objetivo de contemplar todas as possíveis variáveis que sofrem interferência de alterações no balanço dos membros superiores. Além disso, estudos que avaliem indivíduos com alterações neuromotoras poderão trazer grandes benefícios clínicos se tiverem seus resultados comparados com estudos prévios completos em indivíduos hígidos.

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALTMAN, Douglas G; J MARTIN BLAND. Absence of evidence is not evidence of absence. *British Medical Journal*, v. 311, 1995. Disponível em:

<<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2550545/pdf/bmj00606-0027.pdf>>.

BALLESTEROS, M.L.F.; BUCHTHAL, P.; ROSENFALK, P. The pattern of muscular activity during the arm-swing of natural walking. *Acta Physiologia Scandinavica*. v.63, p.293-310, 1965.

BEGON, M.; MONNET, T.; LACOUTURE, P. Effects of movement for estimating the hip joint centre. *Gait and Posture*, v. 25, n. 3, p. 353–359, 2007.

BELL, Alexander L.; BRAND, Richard A.; PEDERSEN, Douglas R. Prediction of hip joint centre location from external landmarks. *Human Movement Science*, v. 8, n. 1, p. 3–16, 1989.

BRUIJN, S. M. *et al.* The effects of arm swing on human gait stability. *Journal of Experimental Biology*, v. 213, n. 23, p. 3945–3952, 2010. Disponível em:
<<http://jeb.biologists.org/cgi/doi/10.1242/jeb.045112>>.

CAPPOZZO, Aurelio *et al.* Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: Theoretical background. *Gait and Posture*, v. 21, n. 2, p. 186–196, 2005.

CERUTTI, S. *et al.* Non-linear algorithms for processing biological signals. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, v. 51, n. 1–2, p. 51–73, 1996.

DEDIEU, Philippe; ZANONE, Pier Giorgio. Effects of gait pattern and arm swing on intergirdle coordination. *Human Movement Science*, v. 31, n. 3, p. 660–671, 2012.

Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.humov.2011.07.009>>.

DELUZIO, K J; ASTEPHEN, J L. Biomechanical features of gait waveform data associated with knee osteoarthritis: an application of principal component analysis. *Gait & posture*, v. 25, n. 1, p. 86–93, jan. 2007.

DELUZIO, Kevin J *et al.* Principal component models of knee kinematics and kinetics. *Human movement science*, v. 16, n. 2, p. 201–217, 1997.

DEVORE, Jay L. *Estatística e Probabilidade para Engenharia e Ciências*. [S.l: s.n.], 2006.

FORD, Matthew P.; WAGENAAR, Robert C.; NEWELL, Karl M. Arm constraint and walking in healthy adults. *Gait and Posture*, v. 26, n. 1, p. 135–141, 2007.

GARDNER, Martin J; ALTMAN, Douglas G. Confidence intervals rather than p values: estimation rather than hypothesis testing. *British Medical Journal*, v. 292, 1986.

Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1339793>>.

GOUDRIAAN, Marije *et al.* Arm swing in human walking: What is their drive? *Gait and Posture*, v. 40, n. 2, p. 321–326, 2014. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.04.204>>.

JACKSON, K. M. Why the upper limbs move during human walking. *Journal of Theoretical Biology*, v. 105, n. 2, p. 311–315, 1983.

KIRKWOOD, Renata N *et al.* Aplicação da análise de componentes principais na cinemática da marcha de idosas com osteoartrite de joelho with knee osteoarthritis. v. 15, n. 1, p. 52–58, 2011.

LAMOTH, C. J.C.; BEEK, P. J.; MEIJER, O. G. Pelvis-thorax coordination in the

transverse plane during gait. *Gait and Posture*, v. 16, n. 2, p. 101–114, 2002.

MEYNS, Pieter; BRUIJN, Sjoerd M.; DUYSSENS, Jacques. The how and why of arm swing during human walking. *Gait and Posture*, v. 38, n. 4, p. 555–562, 2013.

Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.02.006>>.

NEUMANN, Donald A. Foundations for physical rehabilitation. *Kinesiology of the musculoskeletal system*, 2010.

PONTZER, H. *et al.* Control and function of arm swing in human walking and running. *Journal of Experimental Biology*, v. 212, n. 6, p. 894–894, 2009. Disponível em: <<http://jeb.biologists.org/cgi/doi/10.1242/jeb.030478>>.

SARTOR, Celeste *et al.* Critical kinematic events occurring in the trunk during walking. *Human Movement Science*, v. 18, n. 5, p. 669–679, 1999.

SOUSA, A; TAVARES, João Manuel R S. A marcha humana : uma abordagem biomecânica. v. 1, n. 1, p. 1–9, 2010.

SOUSA, Daniela Sofia S; TAVARES, João Manuel R S; CORREIA, Miguel Velhote. Em Laboratório De Movimento. *Encontro Nacional de Biomecânica*, p. 1–6, 2007.

STEPHENSON, Jennifer L.; LAMONTAGNE, Anouk; DE SERRES, Sophie J. The coordination of upper and lower limb movements during gait in healthy and stroke individuals. *Gait and Posture*, v. 29, n. 1, p. 11–16, 2009.

THURSTON, A.J.; HARRIS, J.O. Normal kinematic of the lumbar spine and pelvis. *Spine*, v.8, p.199-205, 1983.

VISUAL 3D WIKI DOCUMENTATION. *Tutorial: Foot and Ankle Angles*. Disponível em: <http://www.c-motion.com/v3dwiki/index.php?title=Tutorial:_Foot_and_Ankle_Angles>. Acesso em 27dez.2015.

VISUAL 3D WIKI DOCUMENTATION. *Tutorial: Functional Joints*. Disponível em: <https://www.c-motion.com/v3dwiki/index.php?title=Functional_Joints>. Acesso em 21abr.2017.

WEBER, W.; WEBER, E. (citado por Ballesteros em) The pattern of muscular activity during the arm-swing of natural walking. **Acta Physiologia Scandinavia**, v.63, p. 293-310, 1965.

WINTER, DA. Signal Processing. In: *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, 4th ed. Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons, Inc., 2009a, p. 35 a 38.

WINTER, DA. Kinematics. In: *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, 4th ed. Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons, Inc., 2009b, p. 45 a 81.

WINTER, DA; SIDWALL, HG; HOBSON, DA. Measurement and reduction of noise in kinematics of locomotion. *Journal of Biomechanics*, v.7, n.2, p. 157-159, 1974.

WU, Ge *et al.* ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. *Journal of Biomechanics*, v. 35, n. 4, p. 543–548, 2002. Disponível em:

<<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929001002226>>.

WU, Ge *et al.* ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion - Part II: Shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, v. 38, n. 5, p. 981–992, 2005.

ANEXO A – PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES TECIDUAIS, ALTERAÇÕES DE ALINHAMENTO DO MEMBRO INFERIOR E SUA RELAÇÃO COM A BIOMECÂNICA DA LOCOMOÇÃO EM INDIVÍDUOS COM SÍNDROME DA DOR PATELOFEMORAL

Pesquisador: Sergio Teixeira da Fonseca

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 65679317.0.0000.5149

Instituição Proponente: PRO REITORIA DE PESQUISA

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.063.817

Apresentação do Projeto:

Segundo os autores: "O projeto possui o objetivo de analisar as estratégias de movimento utilizadas por indivíduos com síndrome da dor patelofemoral (SPF) para lidar com o aumento da velocidade da marcha. A SPF é uma patologia comum entre adolescentes e adultos, sendo que os indivíduos relatam piora da dor com o aumento da demanda da marcha, como ao deambular em velocidade mais rápida. Nessa perspectiva, o projeto de pesquisa apresentado pelo candidato visa investigar as estratégias adotadas por indivíduos com SPF para lidar com o aumento da demanda da marcha podendo assim, contribuir com o entendimento e tratamento dessa síndrome. Além disso, o avanço no entendimento dessa patologia poderia permitir a sua prevenção, assim como a prevenção de suas complicações, uma vez que o seu prognóstico é a evolução para quadro de osteoartrite patelofemoral. Considerando isso, será realizado um estudo observacional do tipo transversal, em que serão recrutados indivíduos com SPF e assintomáticos."

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário:

Analisar as estratégias de movimento utilizadas por indivíduos com síndrome da dor patelofemoral (SPF) para lidar com o aumento da velocidade da marcha.

Objetivo Secundário:

I. Investigar a rigidez dinâmica do joelho de indivíduos com SPF em resposta ao aumento de velocidade de marcha. II. Investigar a cinemática do quadril no plano transversal e do pé no plano frontal de indivíduos com SPF em resposta ao aumento de velocidade de marcha. III. Investigar se a rigidez passiva do quadril e o alinhamento do antepé de indivíduos com SPF estão associados a cinemática do quadril no plano transversal e do pé no plano frontal adotada com o aumento da velocidade de marcha."

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos:

" O estudo oferece riscos mínimos à sua saúde. Pode ocorrer uma possível sensação de cansaço em membros inferiores. Essa sensação, caso ocorra, desaparecerá em algumas horas. Os pesquisadores irão orientar em caso de relato de dor.

Benefícios:

Não são esperados benefícios diretos da participação do voluntário na pesquisa. Porém, os resultados deste estudo, permitirão entender melhor as diferenças na estratégia de deambular de indivíduos com SPF quando comparados a assintomáticos, o que pode auxiliar a intervenção de fisioterapeutas que acompanham esses pacientes. Assim, os resultados deste estudo irão contribuir para o avanço do conhecimento na área de fisioterapia."

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Pesquisa pertinente e de relevância para a área de conhecimento. As modificações apontadas na versão anterior foram devidamente atendidas, inclusive o modelo de carta de anuência.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Todos os documentos foram apresentados.

Recomendações:

Sou a favor, S.M.J., pela aprovação do projeto.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Acima descritas.

Considerações Finais a critério do CEP:

Tendo em vista a legislação vigente (Resolução CNS 466/12), o COEP-UFMG recomenda aos Pesquisadores: comunicar toda e qualquer alteração do projeto e do termo de consentimento via emenda na Plataforma Brasil, informar imediatamente qualquer evento adverso ocorrido durante o desenvolvimento da pesquisa (via documental encaminhada em papel), apresentar na forma de notificação relatórios parciais do andamento do mesmo a cada 06 (seis) meses e ao término da pesquisa encaminhar a este Comitê um sumário dos resultados do projeto (relatório final).

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Outros	Modelocartadeanuencia.pdf	09/05/2017 11:16:00	Vivian Resende	Aceito
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_879815.pdf	23/04/2017 19:08:04		Aceito
Outros	Carta_resposta.pdf	23/04/2017 19:07:13	Sergio Teixeira da Fonseca	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE.pdf	23/04/2017 19:06:24	Sergio Teixeira da Fonseca	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto.pdf	23/04/2017 19:06:07	Sergio Teixeira da Fonseca	Aceito
Outros	Relato.pdf	13/03/2017 17:25:17	Sergio Teixeira da Fonseca	Aceito
Folha de Rosto	Plataforma.pdf	13/03/2017 17:10:02	Sergio Teixeira da Fonseca	Aceito
Outros	656793170aprovacaoassinado.pdf	15/05/2017 14:36:51	Vivian Resende	Aceito
Outros	656793170parecerassinado.pdf	15/05/2017 14:36:57	Vivian Resende	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

BELO HORIZONTE, 15 de Maio de 2017

Assinado por:
Vivian Resende
(Coordenador)

APÊNDICE B - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Título do Estudo: Avaliação das Propriedades Teciduais, Alterações de Alinhamento do Membro Inferior e sua Relação com a Biomecânica da Locomoção em Indivíduos com Síndrome da Dor Patelofemoral

Investigador Principal: Thiago Ribeiro Teles dos Santos

Supervisor: Prof. Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca

Você está sendo convidado a participar deste estudo. O nosso objetivo é analisar as estratégias de movimento utilizadas por indivíduos com síndrome da dor patelofemoral (SPF) para lidar com o aumento da velocidade da marcha. Para isso, estudaremos a maneira como você anda em velocidade habitual e em velocidade rápida, o alinhamento do seu pé e o quanto o seu quadril movimentada. Este estudo investigará tanto indivíduos com SPF quanto aqueles que não possuem queixas (ou seja, assintomáticos). Assim, poderemos comparar aqueles com SPF com assintomáticos. Este estudo nos permitirá entender melhor as diferenças entre esses dois grupos, o que permitirá entender melhor o quadro clínico daqueles com SPF.

Procedimentos: Todas as medidas serão realizadas no Laboratório de Análise do Movimento e no laboratório do Centro de Estudos do Movimento, Expressão e Comportamento Humanos (CEMECH), sediados na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG). Inicialmente, você irá vestir um short preto que iremos lhe oferecer e nós mediremos seu peso e sua altura. Na primeira medida que iremos fazer, você ficará deitado de barriga para baixo em uma maca, nós iremos fazer algumas marcas em sua perna e em seu pé e logo após medir o posicionamento do seu pé. Na mesma posição, nós iremos avaliar a resistência para movimentar o quadril, sendo que, iremos colocar um cinto de Velcro® que passe por sua cintura e pela maca, dobrar seu joelho e mexer em sua perna cinco vezes de forma a produzir movimento no quadril. Depois, nós iremos mexer com sua perna até uma posição, em que iremos registrar o ângulo que ela forma com a maca. Esse procedimento será repetido três vezes. Após essas medidas, você irá ficar em pé e nós iremos colocar marcadores em alguns pontos do seu corpo. Logo em seguida, você irá andar no laboratório, de forma que possamos registrar a maneira que você anda. Inicialmente, a velocidade com que andarás,

será determinada por você e deverá ser o mais próximo da velocidade em que anda no seu dia-a-dia. Posteriormente, você andarรก em uma velocidade mais rรกpida de acordo com as batidas de um metrônomo. Para realizar todos esses testes, vocę terรก que comparecer aos laborat3rios apenas uma vez, por um tempo previsto de 3h.

Por favor, rubrique aqui: _____

Riscos e desconfortos: A sua participação no estudo oferece riscos mínimos à sua saúde. Pode ocorrer uma possível sensação de cansaço na perna. Essa sensação, caso ocorra, desaparecerá em algumas horas. Os pesquisadores irão lhe perguntar sobre essa sensação e qualquer início ou piora da dor ao andar. Caso isso ocorra, os pesquisadores lhe orientarão em medidas para redução da dor, que deve desaparecer em algumas horas.

Benefícios esperados: Considerando-se que você irá comparecer ao laboratório em uma ocasião apenas para realização de alguns procedimentos, não são esperados benefícios diretos devido a sua participação na pesquisa. Porém, os resultados deste estudo, nos permitirão entender melhor as diferenças da maneira de andar de indivíduos com SPF quando comparados a assintomáticos, o que pode auxiliar a intervenção de fisioterapeutas que acompanham esses pacientes. Assim, os resultados deste estudo irão contribuir para o avanço do conhecimento na área de fisioterapia.

Confidencialidade: Para garantir a confidencialidade da informação obtida, seu nome não será utilizado em qualquer publicação ou material relacionado ao estudo.

Recusa ou desistência da participação: Sua participação é inteiramente voluntária e você está livre para recusar participar ou desistir do estudo em qualquer momento sem que isso lhe traga qualquer prejuízo.

Gastos: Caso você necessite deslocar-se para universidade apenas para participar da pesquisa, os gastos com o seu transporte para comparecer ao laboratório serão de responsabilidade dos pesquisadores.

Você pode solicitar mais informações sobre o estudo com o pesquisador do projeto: Thiago, por meio dos telefones 99244-0541. Além disso, você pode solicitar informações ao comitê de ética da universidade (COEP), pelo telefone 3409-4592, em caso de qualquer dúvida ética. Após a leitura completa deste documento, caso concorde em participar do estudo, você deverá assinar o termo de consentimento abaixo.

Por favor, rubrique aqui: _____

TERMO DE CONSENTIMENTO

Eu li e entendi toda a informação acima. Todas as minhas dúvidas foram satisfatoriamente respondidas e eu concordo em ser um voluntário do estudo. Este termo de consentimento livre e esclarecido será assinado em duas vias, uma que ficará com você e outra com o pesquisador.

Assinatura do Voluntário

Data

Assinatura do Pesquisador

Data

COEP – Comitê de Ética em Pesquisa/UFMG

Av. Pres. Antônio Carlos, 6627 –Unidade Administrativa II – 2º. Andar – Sala 2005 CEP
31270-901- Belo Horizonte – MG / Telefax: (31) 3409-4592 / Email: coep@prpq.ufmg.br