



CARACTERIZAÇÃO DA MARCHA DE PACIENTES COM LESÃO NO NERVO
FIBULAR CAUSADA PELA HANSENÍASE

Roberto Braga de Carvalho Junior

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientador: Luciano Luporini Menegaldo

Rio de Janeiro
Novembro de 2018

CARACTERIZAÇÃO DA MARCHA DE PACIENTES COM LESÃO NO NERVO
FIBULAR CAUSADA PELA HANSENÍASE

Roberto Braga de Carvalho Junior

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO
LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA
(COPPE) DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE
DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE
EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Examinada por:

Prof Luciano Luporini Menegaldo, D.Sc.

Prof. Liliam Fernandes de Oliveira, D.Sc.

Prof Gustavo Leporace de Oliveira Lomelino Soares,
D.Sc.

Prof. Maria, Kátia Gomes, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

NOVEMBRO DE 2018

Junior, Roberto Braga de Carvalho.

Caracterização da marcha de pacientes com lesão no nervo fibular causada pela hanseníase/ Roberto Braga de Carvalho Junior. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2018.

VIII, 47 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Luciano Luporini Menegaldo

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2018.

Referências Bibliográficas: p. 44-47.

1. Forças de reação com o solo. 2. Hanseníase. 3. Análise de marcha. I. Menegaldo, Luciano Luporini. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

Agradecimentos

Agradeço inicialmente a meus pais, Nairelena Santos e Roberto Braga de Carvalho, pela educação que me deram durante toda a minha vida. Assim como são meus exemplos de honestidade, caráter e honra os quais busco seguir na minha trajetória de vida. Proporcionando-me condições para alcançar mais essa etapa, que considero uma grande realização na minha carreira profissional. Nem sempre concordamos com tudo e nem sempre as escolhas feitas por mim foram as corretas, mas eles nunca deixaram de me apoiar em nada. Abdicaram muito do conforto deles para me proporcionar uma criação melhor do que a que receberam. Sou muito grato. Gratidão também a minha avó, Maria Amélia, por ser tudo de melhor que uma avó pode ser e por tanto que me ensinou sobre a vida. Sua própria história já é um exemplo de superação, que espero conseguir também.

Agradeço também a meu orientador, Prof. Luciano Luporini Menegaldo, por toda a dedicação, disponibilidade e paciência principalmente com meus erros de português, e quando precisei de ajuda, nesses últimos dois anos.

Fica aqui também um agradecimento à equipe do (LAMFE) da COPPE/UFRJ, Felipe, Kristy, Pedro, Hélio, Leonardo, Viviane. Ao pessoal da minha turma no PEB, COPPE/UFRJ; Felipe, Vanessa, Lucas, Luís, Cesar, Renato, Diego e Julia, por toda ajuda durante nossa convivência nas disciplinas básicas do programa. Sem ajuda deles não teria chegado até aqui. Agradeço a toda a equipe do HUCFF / UFRJ pelo apoio durante as coletas, a todos os professores do PEB, minha gratidão, por tê-los conhecido, foi de muita ajuda no meu desenvolvimento pessoal e acadêmico, e ainda ao Alex, responsável pela secretaria. Finalmente, agradeço às agências de fomento CAPES, CNPq e FAPERJ pelo incentivo às pesquisas científicas e concessão de bolsas de estudo.

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

CARACTERIZAÇÃO DA MARCHA DE PACIENTES COM LESÃO NO NERVO FIBULAR CAUSADA PELA HANSENÍASE

Roberto Braga de Carvalho Junior

Novembro/2018

Orientador: Luciano Luporini Menegaldo

Programa: Engenharia Biomédica

O Brasil segue sendo o segundo país em número de casos no mundo de hanseníase, com 26.875 novos pacientes em cada ano. Uma das possíveis complicações advindas da doença é a lesão no nervo fibular, alterando padrão de marcha do paciente. O objetivo desse trabalho é analisar e caracterizar a marcha de pacientes com lesão no nervo fibular como consequência da hanseníase. Os músculos inervados pelo nervo fibular realizam a dorsiflexão, eversão do tornozelo e extensão dos dedos do pé. O desequilíbrio das forças musculares que atuam no pé induz a um estado de flexão plantar permanente (pé caído). Um grupo de controle foi formado por 15 pessoas sadias (GC) e 12 que tiveram hanseníase (GH) e foram curados pela poliquimioterapia, de ambos os sexos entre 20 e 70 anos. Para a aquisição dos sinais de cinemática e forças de reação com o solo, foi utilizado um sistema de análise de movimento e cinética com 8 câmeras e 4 plataformas de força. Os resultados encontrados até o momento ratificam os resultados encontrados na literatura, mostrando valores abaixo da média nas forças de reação do solo, velocidade média, cadência, dorsiflexão na fase de apoio e potência angular do tornozelo nos sujeitos com hanseníase, gerando um padrão de marcha patológico.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

GAIT PATTERN CHARACTERIZATION OF PATIENTS WITH FIBULAR NERVE
INJURY CAUSED BY LEPROSY

Roberto Braga de Carvalho Junior

November/2018

Advisor: Luciano Luporini Menegaldo

Department: Biomedical Engineering

Brazil is still the second country in number of cases in the world of leprosy, registering 26,875 new cases every year. Complications are caused by fibular nerve disease, changing the gait pattern of the patient. The purpose of this work is to analyze the gait patterns of patients with fibular lesions caused by leprosy. The muscles innervated by the fibular nerve perform dorsiflexion, eversion of ankle and extension of the toes. The imbalance of the muscular forces leads to a state of permanent plantar flexion (fallen foot). The control group consisted of 15 healthy people (CG) and 12 patients with leprosy (GH) cured by polychemotherapy, of both sexes, between 20 and 70 years. A motion analysis system with 8 cameras and 4 force platforms was used to collect the kinematic signals and the reaction force with the ground. The results obtained have been evaluated with the results in the literature, showing reduced ground reaction forces, average velocity, cadence, dorsiflexion in the stance phase and ankle angular power of the GH.

Sumário

1.	Introdução	1
1.1.	Revisão de literatura	2
1.1.1.	Análise da marcha humana	2
1.1.2.	Força de reação do solo	6
1.1.3.	Dados epidemiológicos da hanseníase	7
1.1.4.	Clínica da hanseníase	9
1.1.5.	Danos neurais	10
1.1.6.	Alterações morfológicas	12
1.1.7.	O tratamento	13
1.1.8.	A cirurgia	13
1.1.9.	Estudos realizados com marcha patológica	15
1.2.	Objetivos	18
2.	Material e Métodos	18
2.1.	Amostra do Estudo	18
2.2.	Protocolo experimental	19
2.3.	Modelo biomecânico	20
2.4.	Posicionamento de marcadores	22
2.5.	Cinemática/ Dinâmica	26
2.6.	Processamento	27
2.6.1.	Smart-Capture/Tracker	27
2.6.2.	Smart-Analyzer	28

2.7. Estatística	30
3. Resultados	30
4. Discussão	39
5. Conclusões	42
6. Referências Bibliográficas	44

1. Introdução

A hanseníase, comumente chamada de lepra, é uma doença infectocontagiosa de evolução crônica e lenta que, entre outras consequências, promove lesões cutâneas e acometimentos em nervos periféricos (FOSS, 1999; GOMES, 2000). Dados epidemiológicos apontam que no Brasil a doença é endêmica, sendo registrados 47.000 casos novos a cada ano e, dentre estes, 23,3% com graus de incapacidade I e II (BRASIL, 2008). Esse elevado número no Brasil fez com que ele alcançasse a segunda posição em número de casos no mundo, o que revela a importância de se estudar os sintomas, tratamento e implicações da hanseníase (WHO, 2010).

Dentre as complicações da hanseníase, o comprometimento do nervo fibular vem sendo estudado pela literatura (RODRIGUES e LOCKWOOD, 2011), pois pode ocasionar uma insuficiência na ação dos músculos extensor longo dos dedos, extensor longo do hálux e tibial anterior, ocorrendo assim uma irregularidade na dorsiflexão do tornozelo e extensão dos dedos do pé (GARBITO, 1991). Com o avanço da paralisia, desuso e perda da amplitude articular máxima do tornozelo, pode surgir um desequilíbrio das forças dos músculos de dorsiflexão com o sóleo e gastrocnêmio, que são seus antagonistas. Esse desequilíbrio, que ocorre devido a uma diminuição na produção de força dos dorsiflexores, promove alterações na função do pé que, progressivamente, passa a ficar em um estado de flexão plantar permanente (CONTI et al., 2013). Esse estado gera um enrijecimento do tornozelo nesta posição, condição conhecida como *equinismo* (SAAD e BATISTELLA, 1997).

Estas alterações na ação dos músculos e na forma do pé interferem na marcha, principalmente nas forças de reação com o solo, que representam a resposta das ações musculares ao peso do corpo (MUNIZ, 2010; VAUGHAN et al., 1992). Não foram

encontrados trabalhos na literatura, até o momento, que caracterizem de maneira global a marcha de pacientes com lesões no nervo fibular causado pela hanseníase.

O objetivo do presente estudo é caracterizar a cinemática e as forças de reação com o solo da marcha de pacientes com lesões causadas pela hanseníase e pé equino durante a marcha. As lesões são uma deficiência crônica permanente depois da cura da doença a partir do tratamento poliquimioterápico (PQT). Os resultados deste trabalho permitirão a avaliação precisa e o aprimoramento técnico das cirurgias de transferência de tendão para correção do pé equino (pé caído) causado pela hanseníase.

1.1. Revisão de literatura

1.1.1. Análise da marcha humana

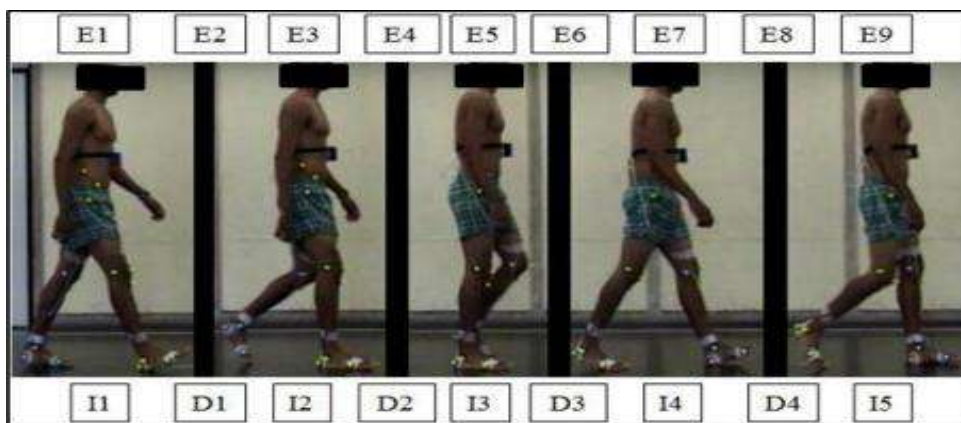
Mesmo no começo da história antiga, grandes pensadores, como Da Vinci, Galileu, Aristóteles e Borelli compartilhavam grande interesse pelo estudo do fenômeno do movimento do corpo humano (PINTO, 2007). Ainda no século XVIII Luigi Galvani verificou que a contração muscular produzia uma corrente elétrica e, um pouco mais tarde, no século XIX, os irmãos Weber conceberam algumas observações que estabeleceram parâmetros cinemáticos da marcha. No começo do século XX, Scherb estabeleceu o padrão no ciclo de ação dos músculos dos membros inferiores. Logo depois, Inman fez diversas colaborações através de suas descobertas com informações quantitativas e qualitativas sobre dinâmica eletromiografia dinâmica e cinemática, agregando muito valor ao conhecimento sobre a marcha. (GAFANIZ et al., 2006)

A marcha humana pode ser entendida como uma sequência de movimentos cíclicos, na qual o corpo realiza um deslocamento no espaço de uma posição a outra, através de movimentos sincronizados entre o tronco e as extremidades. (VAUGHAN et al., 1992). Durante esse processo, há um deslocamento anterior do centro de massa do

corpo, utilizando os membros inferiores para propulsão. O centro de massa do corpo descreve um movimento periódico de mínima amplitude nos planos horizontal e vertical (Gross, Fetto e Rosen 2000).

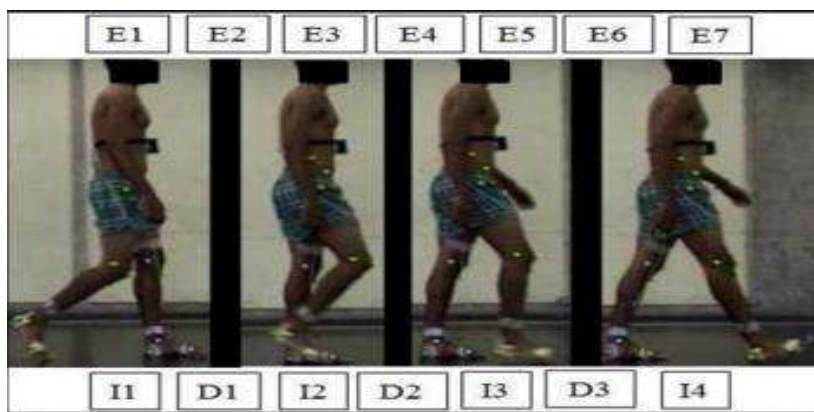
A marcha humana pode ser classificada de diversas maneiras, sendo mais aceitas aquelas que buscam informar a respeito do contato com o solo; quantidade de membros em apoio no solo; quanto à exigência funcional; e tempo de duração diferentes períodos do ciclo da marcha. (PERRY, 2005).

Geralmente, cada ciclo de marcha é definido por uma passada ou dois passos, um para cada membro, que corresponde ao toque inicial do pé no solo até o toque inicial do membro oposto. O passo corresponde à distância percorrida entre o contato inicial de um pé no solo até o contato inicial do pé oposto no solo (OATIS, 2008). Para a análise desses eventos é preciso que se tome como referência observar apenas um dos membros. (Figura 1.1 e 1.2).



Fonte: Leporace (2012)

Figura 1.1: Fragmentação das etapas da fase de apoio do ciclo da marcha. Divisão em nove fases, englobando cinco instantes e quatro durações. Os instantes são representados pelas imagens e a barra preta vertical entre as imagens representam as durações. D1 refere-se à resposta à carga, D2 ao apoio médio, D3 ao apoio terminal e D4 pré-balanço. (LEPORACE, 2012).



Fonte: Leporace (2012)

Figura 1.2: Fragmentação das etapas da fase de apoio do ciclo da marcha. Divisão em nove fases, englobando quatro instantes e três durações. Os instantes são representados pelas imagens e a barra preta vertical entre as imagens representam as durações. D1 representa a subfase de balanço inicial, D2 representa o balanço médio e D3 representa o balanço terminal. (LEPORACE, 2012).

A descrição das etapas da marcha será feita por um procedimento sistemático, tendo como princípio a caracterização dos eventos contínuos em etapas (E), que são divididas em instantes (I) e Durações (D). DONSKOI e ZATSIORSKI (1988) determinam instante como um espaço de tempo infinitamente curto, sendo utilizado para marcar a posição do corpo ao longo do tempo. Contidos entre dois instantes existe uma duração, durante a qual ocorre o movimento (LEPORACE, 2012).

A classificação mais usual da marcha, em referência aos contatos no solo, a divide em 5 fases, dentre elas três instantes e duas durações, sendo as últimas nomeadas fase de apoio e fase de balanço (VAUGHAN et al., 1999).

A fase de apoio tem origem no momento em que uma parte do pé, normalmente o calcâneo, entra em contato com o solo e termina quando os dedos do pé deixam de tocar o solo. Esta fase contém por volta de 60% do tempo destinado a um ciclo completo de locomoção. A fase de balanço inicia-se quando o membro inferior perde o contato com o solo e termina antes de um novo contato. Esta fase compreende cerca de 40% do ciclo de

duração da marcha. A fase de apoio ainda pode se subdividir em três fases: duplo apoio, apoio simples, e duplo apoio novamente. A fase de balanço também pode ser subdividida em três: balanço inicial, balanço médio e balanço terminal. (ABERNETHY et al., 2005).

Classicamente, utiliza-se expressão ‘toque do calcâneo’ (*heel strike*) para indicar o momento do começo de um ciclo de marcha. Contudo, em algumas ocasiões, como depois da ocorrência de um acidente vascular encefálico (AVE) e outros quadros clínicos, o contato inicial passa a não ser mais efetuado com o calcanhar (PERRY, 2005). Desse modo, a expressão contato inicial passou a ser usada no lugar do toque do calcâneo para nomear o evento primário do ciclo de marcha.

A classificação seguinte, mais utilizada na literatura, relaciona-se à função de diferentes estágios da marcha, no que diz respeito aos instantes e durações (CHAMBERS e SUTHERLAND, 2002). O contato inicial marca o início da marcha. A segunda fase é a da resposta à carga, que é o primeiro período da fase de apoio. O membro que acaba de tocar o solo recebe as forças de reação do solo (PERRY, 2005). A resposta a carga representa 10% do ciclo da marcha, delimitada até o fim do apoio duplo inicial. A fase de apoio simples nessa classificação é dividida em três durações, o apoio médio e o apoio terminal, e pré-balanço correspondendo de 10% a 30%, de 30% a 50% e 50% a 60% do ciclo da marcha, respectivamente (VAUGHAN et al., 1999).

O início do apoio médio ocorre com a perda do contato dos dedos do pé do membro oposto do solo, e encerra-se no momento em que a projeção do centro de gravidade sobrepõem o vetor da força de reação vertical do solo. (VAUGHAN et al., 1999).

Com o fim do apoio médio inicia-se o apoio terminal, correspondente à duração entre o instante do fim do apoio médio e o momento em que o pé oposto, que se encontra em balanço, toca o solo novamente. Durante esta fase ocorre o deslocamento para frente

em relação à base de sustentação. Ao longo do pré- balanço ocorre a transmissão do peso corporal para o membro oposto, que agora se encontra em contato inicial. Com a liberação do peso no membro, já é possível iniciar a fase de balanço. A fase de balanço geralmente é subdividida em três durações, são eles: balanço inicial, balanço médio e balanço terminal correspondendo de 60% a 73%, 73% a 87% e 87% a 100% do ciclo da marcha respectivamente (VAUGHAN et al., 1999).

Há muito investiga-se sobre padrões motores da marcha em pessoas com diferentes idades (GANLEY e POWERS, 2005) e estados clínicos (MUNIZ e NADAL., 2009), com a finalidade de descrever padrões de marcha que caracterizem esses indivíduos como populações.

Contudo, atualmente a análise de marcha vem sendo usada para diversos propósitos com, por exemplo, indicação da necessidade de procedimentos cirúrgicos, (KAROL et al., 2009), assim como para procedimentos terapêuticos (VAS GRINSVEN et al., 2010), a predição de doenças crônicas degenerativas e fatores de risco, assim como lesões esportivas (GAO e ZHENG, 2010; WEBSTER e FELLER, 2011).

Cinemática é a área da mecânica que versa sobre estudo dos corpos com base em suas posições, deslocamentos espaciais e temporais, não levando em conta o estudo das forças exercidas sobre o corpo. Dentre as variáveis cinemáticas mais pesquisadas no estudo da marcha estão os deslocamentos angulares das articulações dos membros inferiores (LEPORACE, 2012).

1.1.2. Força de reação do solo

No decorrer da fase de apoio, o peso do corpo é sustentado pelo pé de suporte, produzindo assim forças de reação do solo (FRS) verticais, laterais e horizontais, bem como três componentes de momento nas mesmas direções. Tais forças estão relacionadas

com as ações musculares em resposta ao peso do corpo (MUNIZ, 2010). A componente vertical da força de reação (FRSv) é a mais relevante, especialmente para compensar a ação da gravidade e preservar o centro de massa a uma altura acima da superfície de contato (MUNIZ, 2008). Obedecendo à terceira lei de Newton, a FRS possui mesma magnitude e direção, mas sentido oposto à força exercida pelo segmento na superfície de contato (MUNIZ, 2008).

1.1.3. Dados epidemiológicos da hanseníase

O Brasil segue sendo o segundo país em número de casos no mundo, após a Índia. Dados epidemiológicos apontam que no Brasil a doença é endêmica, sendo registrados 26.875 casos novos a cada ano. Dentre estes, 36,1% com graus de incapacidade I e II (BRASIL, 2017)

Taxa de detecção geral de casos novos de hanseníase. Brasil e regiões, 2001 a 2017.

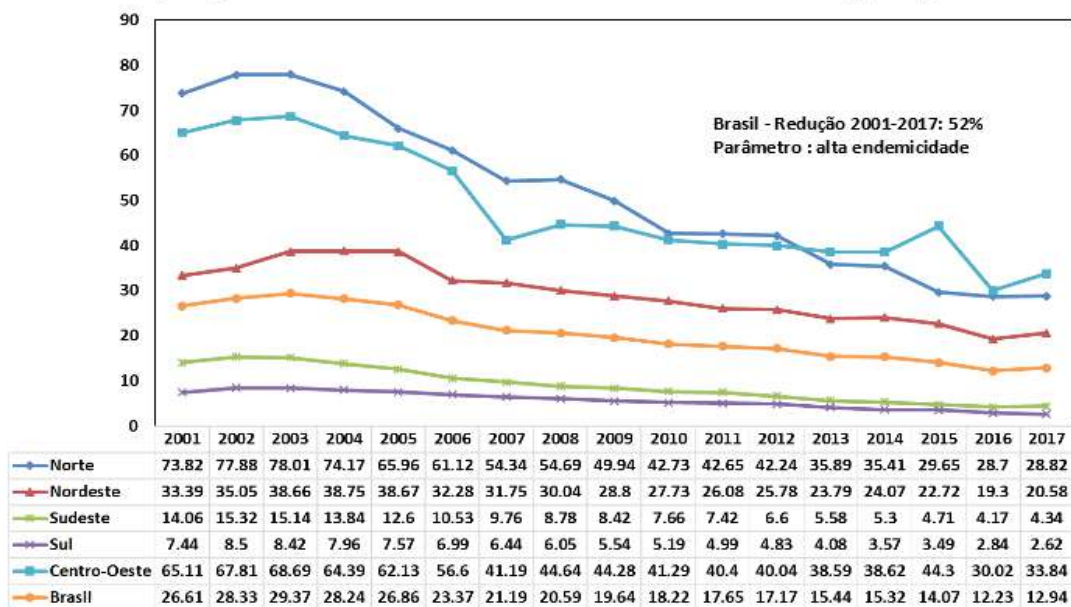


Figura 1.3: Taxa de detecção de novos casos da hanseníase no Brasil e suas regiões entre os anos de 2001 e 2017.

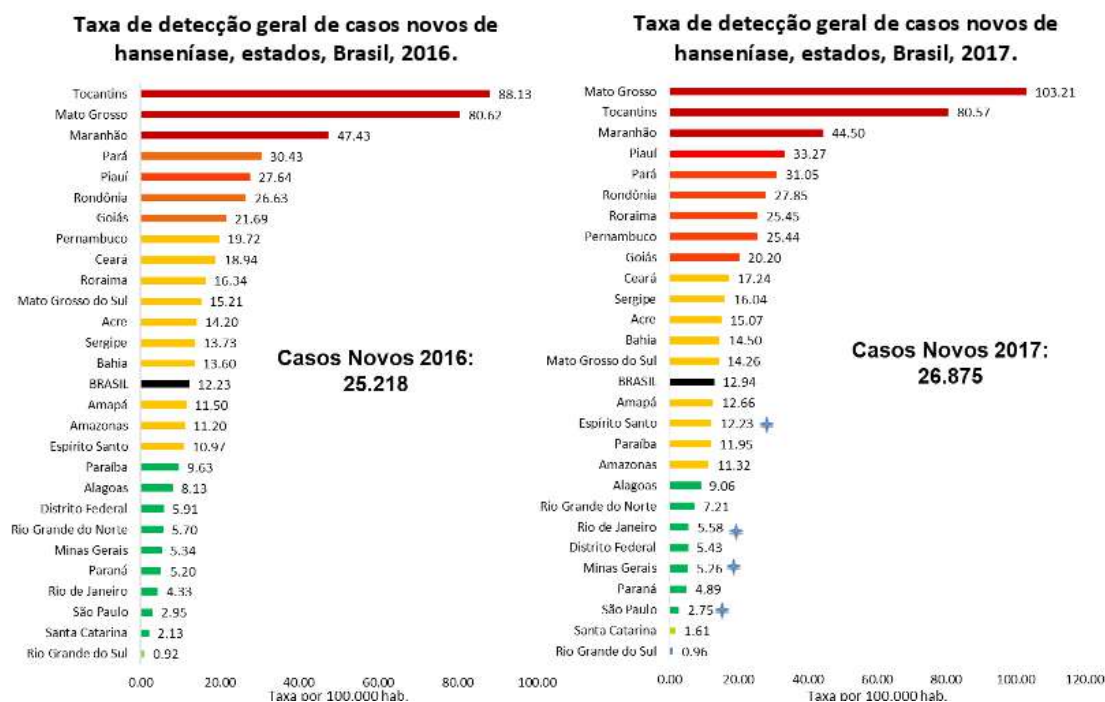


Figura 1.3: Comparativo de novos casos da hanseníase em todos os estados

brasileiros nos anos de 2016 e 2017.

A hanseníase, quando não diagnosticada e tratada oportunamente, acaba evoluindo para incapacidades e deformidades físicas, as quais levam à diminuição da capacidade de trabalho, limitação da vida social e problemas psicológicos. O grau de incapacidade é determinado a partir da avaliação neurológica dos olhos, mãos/pés e tem seu resultado expresso em valores que variam de 0 (zero) a II (dois). A avaliação e registro das incapacidades são atividades primordiais para a educação e promoção do autocuidado, visando evitar a instalação de incapacidades pós-alta. O acometimento neural ocorre em todas as formas da hanseníase (BRITTON; LOCKWOOD, 2004)

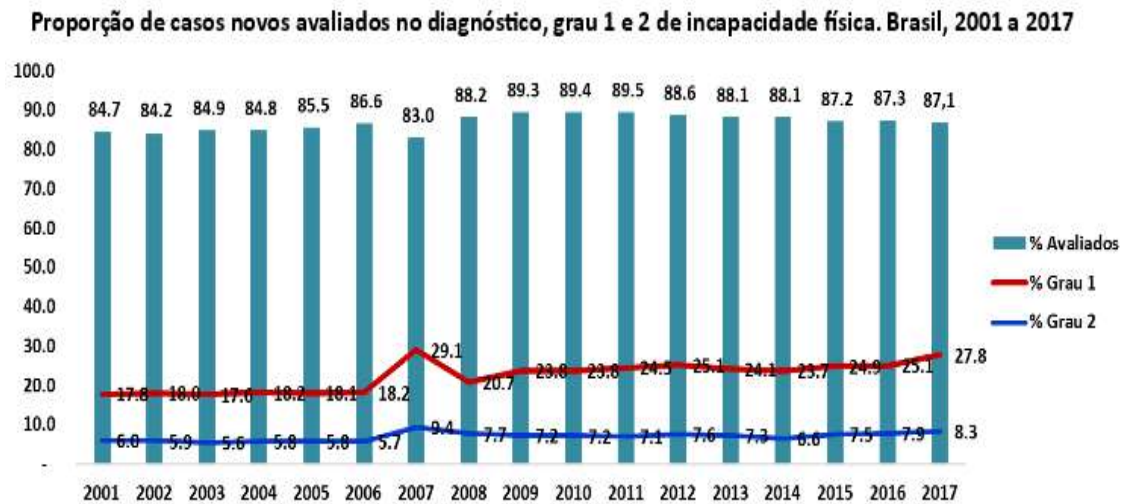


Figura 1.4: Proporção dos novos casos de hanseníase com grau 1 e 2 de incapacidade física entre 2001 e 2017.

1.1.4. Clínica da hanseníase

A hanseníase, vulgarmente conhecida como lepra, é uma doença infectocontagiosa de evolução crônica lenta, que promove lesões cutâneas e acometimentos em nervos periféricos. Essas manifestações são decorrentes do *Mycobacterium Leprae* (*M. Leprae*), agente causador da doença de Hansen. Trata-se de um parasita intracelular, com afinidade por células cutâneas e nervosas periféricas, O *M. Leprae* infecta muitas pessoas, porém só poucos adoecem. (FOSS, 1999 e GOMES, 2000).

A hanseníase é considerada uma doença espectral, bem estabelecida na classificação de Ridley & Jopling (1962), que adota subgrupos dentro do espectro, obedecendo a critérios clínicos, bacteriológicos, imunológicos e histopatológicos. As manifestações clínicas dependem da imunidade celular da pessoa que sofreu o contágio e estão divididas em cinco grupos – dois polares e três interpolares. Em um pólo encontram-se os pacientes com maior resistência ao bacilo e poucas lesões cutâneas (tuberculoide) e, no outro polo, estão aqueles com deficiência da imunidade e alta carga

bacteriológica (lepromatoso ou virchowiano). Entre os polos existem os tipos interpolares com respostas imunológicas instáveis (dimorfo tuberculoide ou borderline-tuberculoide; dimorfo-dimorfo ou borderline-borderline; e o dimorfo-lepromatoso ou borderline-lepromatoso).

Com objetivo de facilitar a classificação, a OMS propõe uma classificação operacional baseada no número de lesões cutâneas e divide a hanseníase em dois grandes grupos para fins de escolha do esquema terapêutico. O grupo paucibacilar (PB) – refere-se às pessoas acometidas com até cinco lesões, bem definidas, evidentes, com tendência a distribuição assimétrica. O grupo multibacilar (MB) caracteriza-se por apresentação clínica de mais de cinco lesões de pele, distribuição das lesões tendendo a simetria, limites imprecisos das lesões infiltradas, podendo ocorrer em mãos e pés anestésicos, madarose, infiltração difusa da face e pavilhões auriculares (LOCKWOOD, 2005; LASTÓRIA; ABREU, 2012).

A classificação de Madri (1953) adota critérios de polaridade, baseados nas características clínicas da doença, que foram acrescidos pelos aspectos bacteriológicos, imunológicos e histológicos da hanseníase, definindo os grupos polares, tuberculoide (T) e virchowiano (V) ou lepromatoso (L); o grupo transitório e inicial da doença, a forma indeterminada (I); e o instável e intermediário, a forma borderline (B) ou dimorfa (D) (SOUZA, 2013)

1.1.5. Danos neurais

Em virtude da agressão causada ao sistema nervoso periférico, ocorre a perda de sensibilidade, atrofia, paralisias musculares que, caso não identificadas e cuidadas devidamente, podem se agravar para insuficiências físicas permanentes (BRASIL, 2001). Uma delas é o comprometimento do nervo fibular, impedindo a comunicação em ambos

os ramos superficial e profundo. Se apenas o ramo profundo for alterado, existem déficits na ação dos músculos: extensor longo dos dedos, extensor longo do hálux e tibial anterior. A dorsiflexão do tornozelo e extensão dos dedos ficam comprometidas, devido à perda da intensidade da contração e da força desses músculos. Portanto, haverá uma mudança nas fases da marcha. O contato inicial com o solo ocorrerá com o antepé. O apoio terminal encerra-se sem que aconteça a dorsiflexão, sobrecarregando o antepé. O joelho eleva-se a nível maior que o normal, para garantir que o pé se afaste do solo na fase de balanço. Assim, a marcha assume um novo padrão de movimento característico, nomeado de “marcha escavante”. (GARBINO, 1991)

Tais incapacidades podem surgir mesmo naqueles pacientes já tratados previamente com a utilização da poliquimioterapia (PQT), que com o desenvolvimento de neurites e/ou reações hansênicas, podem evoluir no grau de incapacidade física no período pós-alta. (HARBOE; ASEFFA; LEEKASSA, 2005; CASTRO, 2013). Estas incapacidades físicas, quando localizadas nos membros inferiores, irão provocar o aparecimento de manifestações características relacionadas ao envolvimento dos nervos fibular comum e tibial. A neurite do nervo tibial irá provocar perda da sensibilidade protetora plantar com o aparecimento de úlceras e garra dos artelhos, enquanto que a neurite do nervo fibular comum irá ocasionar o pé caído, que ocorre em aproximadamente 10-15% dos pacientes portadores de hanseníase. (SRINIVASAN, 1994).

O pé caído e a garra dos artelhos apresentam-se como deformidades flexíveis na ocasião do diagnóstico. Tais deformidades, quando já instaladas, frequentemente necessitam de tratamento operatório para melhora da função e prevenção de deformidade secundárias. Nos casos em que o diagnóstico é feito na presença de flexibilidade das articulações metatarso-falângicas, interfalângicas e tibiotársica, a utilização de técnicas cirúrgicas que preservam a mobilidade articular através da realização de transposições

tendinosas são indicadas, enquanto que a presença de rigidez articular implica na utilização de métodos de salvamento com artrodese da articulação acometida.

Nesse contexto, a utilização de cirurgias reparadoras nos membros inferiores para a correção do pé caído e artelhos em garra nos pacientes portadores de hanseníase torna-se fundamental e deve ser inserida de maneira obrigatória na abordagem multidisciplinar destes pacientes, com o objetivo de melhora da função dos pés, melhora na qualidade de vida, e conseqüente reinserção social e no mercado de trabalho.

1.1.6. Alterações morfológicas

Com o avanço da paralisia, surgem conseqüências secundárias, associadas ao desuso e à perda da amplitude articular máxima do tornozelo, devida à incapacidade de realizar a dorsiflexão. As estruturas posteriores do tornozelo vão sendo retraídas, incluindo o tecido subcutâneo, a pele, cápsula articular e o tendão de Aquiles. O sóleo e gastrocnêmio são fortes antagonistas do movimento de dorsiflexão do tornozelo. Dificilmente tais músculos são atingidos pela hanseníase, agravando assim a o desequilíbrio da articulação. Estas retrações acabam limitando mecanicamente a dorsiflexão do tornozelo e, aos poucos, levam o pé ao estado de flexão plantar, até que ocorra a solidificação do tornozelo nesta posição, o chamado *equinismo*, pela semelhança com o pé de um equino (SAAD e BATISTELLA, 1997).

Quando finalmente a articulação perde os seus movimentos, surgem ligações interarticulares e intra-articulares entre os ossos, gerando assim anquiloses. Com os músculos eversores do pé comprometidos, surgem retrações nas estruturas mediais do tornozelo. Por outro lado, os músculos de ação inversora continuam ativos, dentre eles o tibial posterior, que é inervado pelo nervo tibial, não pelo fibular. O pé assume uma nova configuração de inversão, podendo até se anquilosar nesta posição de varo do pé.

Conforme o avanço da lesão atingir o tronco do nervo fibular, ambas as deformidades vão formar o pé equino-varo. (SAAD e BATISTELLA, 1997)

O nervo tibial pode ser afetado nos ramos plantar medial e plantar lateral, assim comprometendo todos os músculos do hálux, os demais músculos intrínsecos do pé e os lumbricais de todos os dedos. As perdas destes músculos causam um desequilíbrio entre a ação dos músculos flexores e extensores dos dedos. Com isso, analogamente à mão, os dedos do pé passam a ter uma configuração em “garra”. Com a evolução da doença e sem melhora na retomada do grau máximo da amplitude articular de movimento, os dedos passam para uma rigidez completa nas articulações e formam assim o padrão de garra “rígida”. (GARBINO, 1991)

1.1.7. O tratamento

O tratamento da hanseníase é eminentemente ambulatorial, utiliza os esquemas terapêuticos poliquimioterápico (PQT) e está disponível nas unidades públicas de saúde. A PQT é uma associação de rifampicina, dapsona e clofazimina, que mata o bacilo e evita a evolução da doença, levando à cura. O bacilo morto é incapaz de infectar outras pessoas, rompendo a cadeia epidemiológica da doença. Logo no início do tratamento, a transmissão da doença é interrompida e, se o tratamento é realizado de forma completa e correta, a cura é garantida. A alta por cura é dada após a administração do número de 6 a 12 doses, num período de 6 a 12 meses dependendo da quantidade de bacilos presentes no corpo do paciente (BRASIL, 2016).

1.1.8. A cirurgia

Pacientes com pé caído apresentam-se inicialmente com deformidades em equinovaro flexíveis que quando não tratadas podem evoluir para ulcerações na borda

lateral do pé e em casos tardios com deformidades rígidas (Figura 6). O uso de órteses e fisioterapia são importantes nas fases iniciais para a prevenção das complicações decorrentes do pé caído e na recuperação funcional do membro envolvido (SLIM et al., 2011).

A transposição tendinosa para pé caído está indicada nos casos em que não há recuperação da força muscular em um período mínimo de 6 meses de tratamento clínico e fisioterápico. Nesses casos é realizada a transferência do TTP (o qual se encontra tipicamente preservado nos casos de hanseníase) para o dorso do pé para o restabelecimento da força de dorsiflexão do pé. Nos casos menos frequentes em que ocorre paralisia seletiva do nervo fibular profundo com preservação do nervo fibular superficial, a musculatura do compartimento lateral da perna encontra-se funcionante (músculos fibulares curto e longo), realizamos a transposição do fibular longo para o dorso do pé, já que nestes casos a utilização do tibial posterior poderá causar desequilíbrio importante da musculatura extrínseca do pé. Nos casos com deformidades em equinovaro rígidas e estruturadas do pé e/ou tornozelo, torna-se necessário a realização de artrodeses para a obtenção de um pé plantígrado (BRASIL; MINISTÉRIO DA SAÚDE; SECRETARIA DE VIGILÂNCIA À SAÚDE, 2002).

O objetivo principal da cirurgia é a melhora da marcha e os objetivos secundários são prevenir deformidades por meio do restabelecimento do equilíbrio entre as forças deformadoras, melhorar os aspectos estéticos e favorecer a participação social (BRASIL, 2008). A cirurgia consiste em desinserir o tendão escolhido: o tibial longo ou fibular, dependendo do tipo de deformidade do pé e da força em cada musculo, ou seja, o tibial posterior e fibular longo. A rota por onde o tendão será tunelizado também pode variar. Na técnica padrão (Srinivasam), o tendão passa pelo lado medial da tíbia. Na técnica pela via interóssea, o tendão passa através de uma membrana interóssea. Esta última técnica é

anatomicamente mais próxima à condição saudável, uma vez que o tendão ficará numa posição mais paralela em relação ao dorso do pé, que a técnica anterior. A inserção do tendão pode ser feita de diferentes maneiras: todo tendão é inserido no 2º e 3º cuneiforme, o tendão é dividido em 2 fitas e inserido na base do 1º metatarso e outra no 3º cuneiforme, sendo a terceira fixar a transferência em outros tendões no dorso do pé, usualmente o extensor longo do hálux e o extensor comum dos dedos (DUERKSEN e VIRMOND,1997).

1.1.9. Estudos realizados com marcha patológica

GALLI e MANUELA (2015) realizaram um estudo com 95 indivíduos com diversas formas de esclerose múltipla, dentre eles sendo 28 homens e 67 mulheres, que realizaram um teste de marcha livre sobre uma plataforma de pressão de 50x40x0,5 cm afim de verificar o deslocamento do centro de pressão (COP) durante a marcha utilizando rotinas desenvolvidas no sistema BTS SmartAnalyzer para sincronizar e processar os dados. Os resultados encontrados não mostraram diferença significativa entre o deslocamento da Cop da posição inicial entre os grupos comparados.

Similar ao estudo de SONG et al. (2018), que utilizando um sistema portátil de pressão GAITRite, em 8 sujeitos com insuficiência no tibial anterior e, portanto pé caído após um AVE, realizaram um teste de marcha livre. Os autores analisaram as variáveis cadencia, tamanho da passada e tempo em apoio duplo, antes e após terem Thera-Bands fixados nas suas pernas, interligando o pé com a perna. Com isso, a cadência aumentou significativamente de 59,90 para 72,27 passos/min diferença = 12,37 passos /min. O comprimento da passada aumentou significativamente de 49,23 para 55,88 cm O tempo de suporte duplo significativamente diminuiu de 1,24 para 0,84 s.

Mais um trabalho que analisou a marcha patológica apenas com uma plataforma de pressão foi da RACHED et al. (2010), que estudaram 51 pacientes com hanseníase e 20 indivíduos normais entre 16 e 85 anos de ambos os sexos em uma plataforma de pressão de 40x40x0,5 cm. O pé foi dividido em 6 zonas de contato e foram analisados quais os valores de pressão para cada zona, bem como o tempo de contato de cada zona durante a marcha. A zona correspondente à cabeça do 3º metatarso atingiu as maiores pressões e maior tempo de contato, enquanto a zona do médio pé obteve as menores pressões e tempo de contato.

Esses achados corroboram com o trabalho de SLIM, FREDERIK et al. (2012). O estudo realizado nos Países Baixos, com 39 pacientes com hanseníase de ambos os sexos, com idade média de 59 anos, verificou o pico de pressão dos pés esquerdo e direito em um teste sobre uma plataforma de pressão. Os maiores valores de pressão foram encontrados na cabeça do 3º metatarso, seguido do hálux, com valores médios de pico de pressão de 549 KPa e 363 KPa, respectivamente.

Em outro trabalho realizado com voluntários com hanseníase com plataforma de pressão (RACHED et al., 2015), foi realizado um teste de marcha livre (walk cross) sobre uma plataforma de pressão com 40 pacientes com hanseníase. Foi utilizada uma palmilha especial, comparando com a marcha sem palmilha. As variáveis analisadas foram velocidade média e comprimento do passo. Os resultados com a palmilha especial foram de 57 cm de comprimento do passo e 0,69 m/s de velocidade média enquanto sem a palmilha 55 cm de comprimento do passo e 0,70 m/s de velocidade média.

Outros trabalhos realizaram a investigação da marcha patológica com uso da cinemetria com marcadores reflexivos, como (VITORIO e SILVA et al., 2012). O estudo foi realizado em uma pista de 8m de comprimento por 1,4m de largura, com 12 pacientes com Doença de Parkinson e 12 pacientes neurologicamente saudáveis. Foram empregados

marcadores reflexivos nas articulações metatarsais direita e esquerda, face lateral do calcâneo direito e face medial do calcâneo esquerdo. As imagens do plano sagital foram gravadas com uma frequência de 60 Hz por duas filmadoras digitais. As variáveis analisadas foram cadência, velocidade média, tamanho da passada, duração da passada e duração do apoio duplo. Foram obtidas diferenças significativas dessas variáveis quando comparadas entre os dois grupos.

Outro trabalho com uso de cinemetria e utilizando o modelo Helen Hayes foi o trabalho de KLÄUSLER e MICHÈLE et al. (2017). Foi analisada a marcha no pré e pós-operatório de diferentes técnicas em 23 crianças com paralisia cerebral e pé caído. Os dados foram obtidos através de 6 câmeras VICON, Oxford Metrics, duas plataformas de força e *markerset* de Helen Hayes. Foram analisadas as variáveis cadência, comprimento da passada e velocidade de marcha. Houve melhora significativa em 30% das crianças. No pré-operatório, todas caminharam com órteses enquanto no pós não houve necessidade em nenhuma.

HISHIKAWA, NORTIKAZU et al. (2018) realizaram um estudo contendo 46 pacientes saudáveis e 112 pacientes com hemiplegia. Foi feito um teste de marcha a uma velocidade controlada em uma esteira. Os voluntários tiveram marcadores posicionados em seus pontos anatômicos, e foram utilizadas 2 câmeras de vídeos com uma frequência de amostragem de 30 Hz. Verificaram-se diferenças significativas na flexão do joelho durante a fase de apoio. Trinta e dois pacientes foram capazes de andar na velocidade estipulada aumentando a flexão de joelho, enquanto 90 pacientes só foram capazes de andar a 70% da velocidade proposta, também aumentando a flexão de joelho.

Outro estudo similar com pacientes com hemiplegia foi (ZÜGE et al, 2018). Foram estudados 9 pacientes com hemiparesia após receberem estimulação elétrica e intervenção fisioterapêutica no membro inferior parético. Os pacientes foram orientados

a realizar um teste de marcha livre sobre uma pista de 6x1 metros. Foram fixados marcadores reflexivos e empregadas 2 câmeras digitais sincronizadas para coleta dos movimentos. Os vídeos obtidos foram editados e os dados articulares processados através do Matlab. As variáveis comprimento do passo e amplitude articular do joelho obtiverem diferença significativa, quando comparadas no pré e pós-tratamento de estimulação elétrica.

Todos estes estudos realizados em pacientes com marchas patológicas possuem algum tipo de limitação metodológica seja pela falta de um ambiente preparado para marcha, pela falta de plataformas de força e não apenas plataforma de pressão e, principalmente, pela falta de um sistema de análise de cinemática de maior precisão.

1.2. Objetivos

- Caracterização da marcha, em um grupo de pacientes com pé caído, antes da cirurgia de transferência de tendão para correção do pé equino (pé caído).
- Comparação de pacientes com pé caído provocado pela hanseníase com sujeitos hígidos.

2. Material e Métodos

2.1. Amostra do Estudo

Foram recrutados, de forma voluntária, 12 (doze) pacientes com lesões no nervo fibular causadas pela hanseníase, depois de curados da doença, com idade entre 20 e 70 anos de ambos os sexos para compor o grupo com Hanseníase (GH). Todos os pacientes são moradores do estado do Rio de Janeiro. Contudo, a maioria não mora na cidade do Rio de Janeiro e possui baixa renda. Sendo assim, dependiam de um transporte da secretaria de saúde ou auxílio de parentes ou amigos para se locomover até a COPPE, o

local da coleta, além necessitarem sempre de um acompanhante para ajudar neste percurso. Este foi um limitador para o número de voluntários para a pesquisa. Foram também recrutados 15 (quinze) voluntários da mesma faixa etária para formar um grupo controle (GC). Foi criado um questionário com perguntas referentes à condição do indivíduo, onde estes relataram, por exemplo, qualquer lesão prévia nos membros inferiores ou cirurgia que pudesse interferir no estudo. Ao final deste questionário, era feita a leitura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, o qual o voluntário devia assinar. Todos assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido aprovado juntamente com a pesquisa pelo Comitê de Ética da Universidade Federal do Rio de Janeiro nº 466/12.

2.2. Protocolo experimental

Os voluntários, ao chegarem ao laboratório, foram pesados e medidos em estatura e outras variáveis antropométricas (Figura 2.1), necessárias para o protocolo Helen Hayes de colocação de marcadores e para o cálculo dos parâmetros inercias. Os voluntários receberam orientação sobre como seria a coleta, por onde e como deveriam andar. O participante era posicionado a dois metros do início da plataforma e da zona de filmagem, que compreende 5 metros de comprimento por 2 de largura. A cada tentativa foram coletados dois ciclos de cada membro inferior. Com os pés paralelos após um comando verbal, iniciavam a marcha em direção à plataforma de força. Para garantir a familiarização dos sujeitos com a conduta motora utilizada e com a instrumentação, os voluntários repetiram a marcha algumas vezes antes de iniciar a primeira captura dos sinais. Em seguida, foram gravadas 10 coletas para cada voluntario e as 5 ultimas utilizadas para obter os dados da marcha. Caso alguma dessas coletas estivesse com erros, pontos fantasma, ou marcadores desaparecendo, uma das 5 primeiras coletas

anteriores era utilizada, e assim sucessivamente. Se durante os testes algum problema fosse relatado, como dores ou incômodos, o experimento era interrompido.



Figura 2.1: coleta das medidas dos voluntários.

2.3. Modelo biomecânico

Um corpo rígido no espaço tridimensional possui seis graus de liberdade. Logo, são necessárias seis coordenadas independentes para descrever sua posição e orientação.

Então, são necessárias três coordenadas cartesianas para posicionar um ponto qualquer sobre o corpo e também três ângulos de rotação para indicar sua orientação. Para definir essas seis coordenadas é preciso medir a posição 3D de, pelo menos, três marcadores não colineares em cada segmento. A representação do movimento de um segmento corporal no espaço é gerada atribuindo-se a ele um sistema de coordenadas que varia sua posição e orientação durante a marcha. (VAUGHAN et al., 1992).

A orientação e a posição relativas entre dois segmentos corporais no espaço, ou de um segmento em relação ao sistema de coordenadas fixo ao laboratório, são representadas, respectivamente, pela rotação entre as bases a eles associadas e pela translação entre suas origens. A cada segmento corporal é preciso associar um sistema de coordenadas construído de modo tal que a orientação obtida seja coerente com a representação de planos e eixos anatômicos do corpo humano, possibilitando assim uma interpretação dos resultados estabelecidos nessa convenção. Os ângulos articulares avaliados são fornecidos pela orientação relativa entre dois sistemas de coordenadas adjacentes e correspondem, aproximadamente, aos ângulos de flexão/extensão, abdução/adução e rotação interna/rotação externa (KADABA et al., 1990). Para reproduzir os movimentos, atribuem-se três graus de liberdade para cada articulação, independentemente das amplitudes observadas experimentalmente: a posição das articulações em ortostatismo é considerada a posição neutra ou zero: a partir desta, os movimentos de flexão, rotação interna e abdução foram considerados positivos; e os de extensão, rotação externa e adução foram considerados negativos. Para representar os membros inferiores e a pelve durante a marcha, adotamos um modelo constituído de sete segmentos rígidos ligados por seis articulações, cada uma delas com três graus de liberdade de rotação.

Os segmentos considerados são os pés, as pernas e as coxas, além da pelve. As variações angulares em função do ciclo da marcha são descritas para os tornozelos, joelhos e quadris direitos e esquerdos, além da orientação da pelve, que é dada em relação ao sistema de coordenadas do laboratório. As articulações subtalar e tíbiotársica foram tratadas como uma única articulação, sob a denominação de articulação do tornozelo, com três graus de liberdade de rotação (VAUGHAN et al., 1992).

2.4. Posicionamento de marcadores

Os voluntários foram submetidos a medições antropométricas. Foi medida a massa, estatura, largura da pélvis: Usando um pelvímetro, foi medida a distância entre as duas espinhas ilíaca anteriores, (Figura 2.2), diâmetro do joelho e diâmetro do tornozelo profundidade da pélvis: (Figura 2.3). Com a fita métrica, foi aferida a distância entre a espinha ilíaca anterior-superior e o plano com o grande trocânter, assim como também o comprimento total da perna e a distância entre a espinha ilíaca anterior-superior e o maléolo medial.

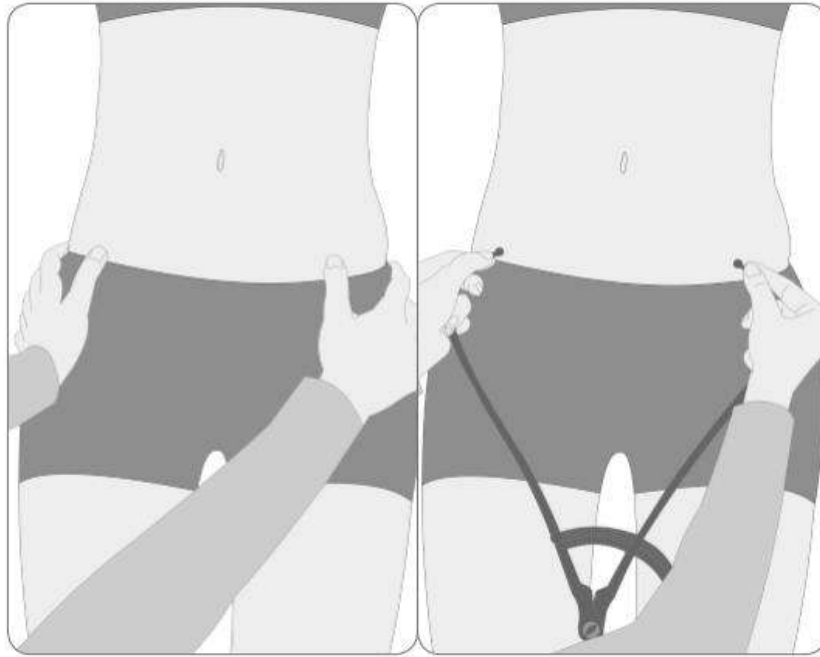


Figura 2.2: largura da pélvis (distância entre as duas espinhas ilíacas ântero-superiores).

Fonte: Manual Helen Hayes protocolo BTS

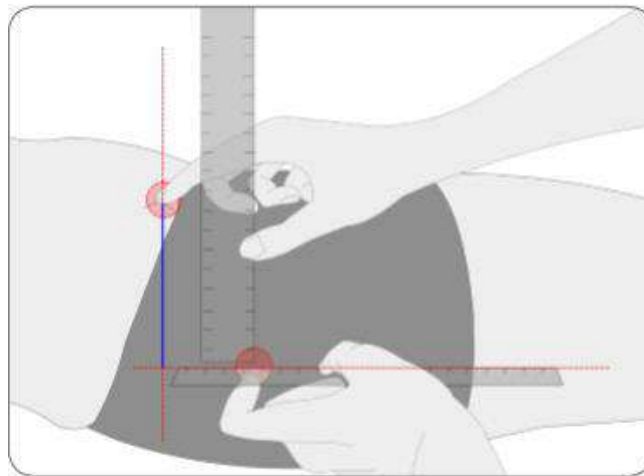


Figura 2.3: Profundidade da pélvis (distância entre a espinha ilíaca anterior-superior e o plano com o grande trocânter).

Fonte: Manual Helen Hayes protocolo BTS

O *markerset Simple Helen Hayes* requer o posicionamento de 15 marcadores reflexivos de 15 milímetros esféricos no corpo do sujeito: 3 na pelve, 2 em cada coxa, 2 em cada perna e 2 em cada pé. São estes: cabeça do segundo metatarso, porção superior do calcâneo, na linha média do pé (vista posterior) na mesma altura do segundo metatarso, maléolo lateral, na sua parte mais proeminente, epicôndilo lateral do joelho, local de maior perímetro da perna, linha média da coxa entre o epicôndilo femoral e o trocânter maior, espinhas íliacas ântero-superiores e sacro. Na Figura 2.4 estão mostrados o posicionamento virtual e real dos marcadores respectivamente.

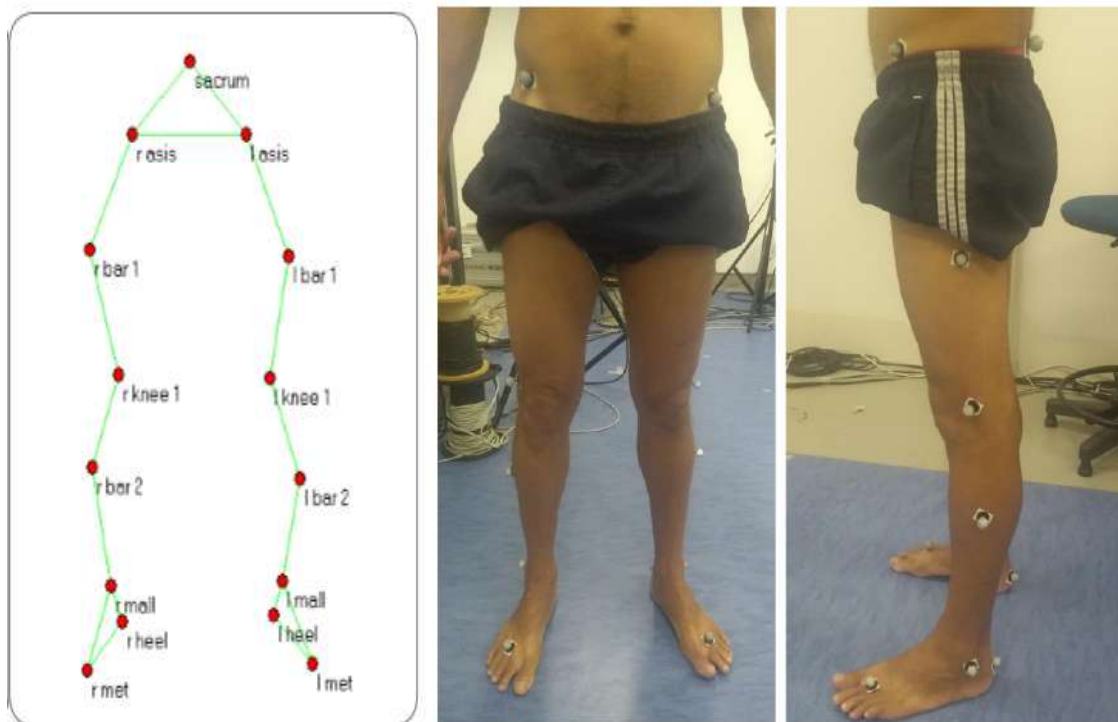


Figura 2.4: Modelo virtual dos marcadores do protocolo Simple Helen Hayes e marcadores reais.

Cuidados especiais são necessários no posicionamento dos marcadores **coxa (r bar 1/l bar1)**, utilizado na coxa. A posição do marcador é crucial, pois seu posicionamento incorreto pode levar a erros na definição dos ângulos de flexão / extensão do quadril e joelho e das rotações internas / externas do quadril. O marcador é colocado

no mesmo plano definido pela linha virtual entre o centro da junção do quadril e o centro do joelho e das rotações internas / externas do quadril. O marcador é colocado no mesmo plano definido pela linha virtual entre o centro do quadril e o centro da articulação do joelho, e o eixo flexão-extensão do joelho, (Figura 2.1d). A barra pode ser colocada em uma altura arbitrária, mas não deve interferir com o movimento dos membros superiores.

O marcador ($r_{bar 2}$ - $l_{bar 2}$) é utilizado na perna, possui uma haste de 2 cm e deve estar no plano definido pelo eixo flexão-extensão do tornozelo e a linha virtual entre o centro do joelho e o centro da articulação do tornozelo (Figura 2.1d). O marcador fica colocado na porção de perna em que a haste fique menos susceptível às contrações musculares, a fim de obter uma melhor estabilidade do sinal durante o movimento.

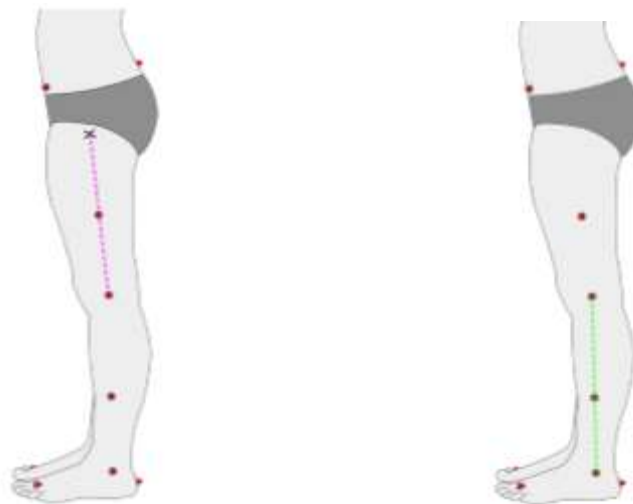


Figura 2.1d: posição dos marcadores da coxa e perna.

Fonte: Manual Helen Hayes protocolo BTS

O *markerset Simple Helen Hayes* não necessita de marcadores técnicos para a tomada estática, pois utiliza para seus cálculos as medidas antropométricas aferidas antes da fixação dos marcadores.

2.5. Cinemática/ Dinâmica

Para capturar os dados de cinemática foi usado um conjunto de 8 câmeras de infravermelho (SMART-D BTS, Milão, Itália), (Figura 2.3) com frequência de amostragem de 250 Hz, responsável pela captura dos marcadores reflexivos. A calibração de cada câmera, incluindo foco, zoom e abertura do obturador é feita manualmente em conjunto com o SMART-Capture, onde foi feita a calibração estática, dinâmica e da plataforma de força. Para aquisição dos sinais de força de reação com o solo foram utilizadas 4 (quatro) plataformas de força BTS P-6000 (BTS Bioengineering, Milão, Itália), (Figura 2.4) com frequência de amostragem de 800 Hz.



Figura 2.3: distribuição espacial das cameras/ visão das camera pelo programa SMART-Tracker.

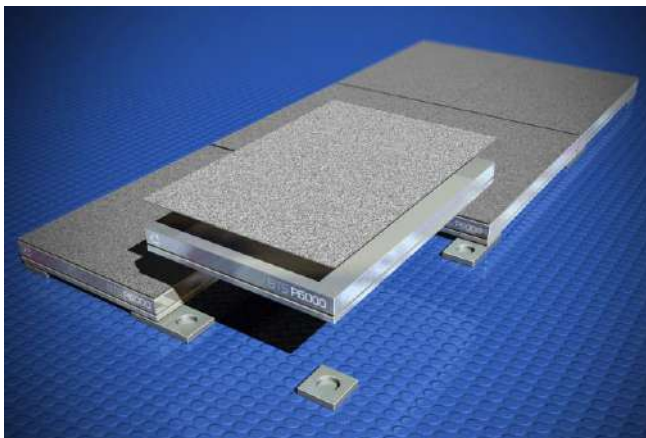


Figura 2.4: plataforma de força BTS P-6000.

2.6. Processamento

2.6.1. Smart-Capture/Tracker

- **SMART- Capture**

Os sinais de vídeo e da plataforma de força foram capturados e sincronizados de maneira automática pelo software SMART-Capture (BTS Bioengineering, Milão, Itália). Neste software sincronizam-se os dados de vídeo da cinemática e plataforma de força, definindo-se diversas configurações, como: frequência das câmeras, abertura do obturador das câmeras, calibração das câmeras e plataforma, frequência da plataforma. Além do monitoramento dos sinais em tempo real da coleta, após a captura dos sinais todo o processamento passa a ser realizado com o software SMART-Tracker.

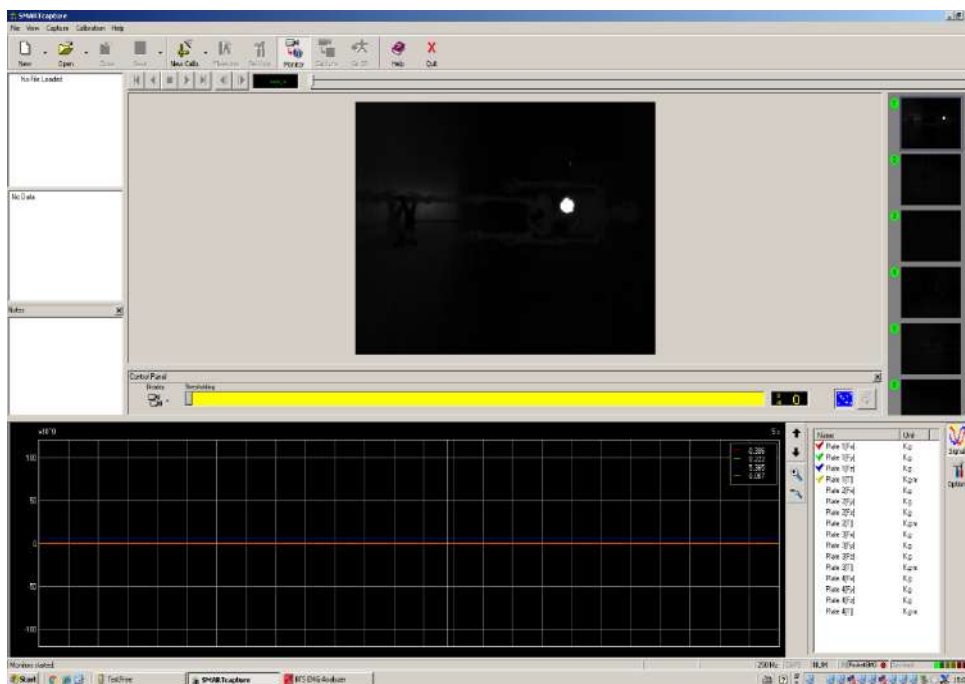


Figura 2.5: Vista da tela principal do software SMART-Capture.

- **SMART- Tracker**

No software SMART-Tracker (BTS Bioengineering, Milão, Itália) foram reconstruídos virtualmente os marcadores reflexivos colocados nos pontos anatômicos dos voluntários, gerando assim um modelo em 3D do esqueleto, como mostrado na Figura 2.6. Estes marcadores e as forças obtidas pela Plataforma de força foram nomeados e ligados de acordo com o modelo Simple Helen Hayes. É durante esta etapa do processamento que serão retirados os pontos fantasmas e também corrigidas as trocas de marcadores ou erros similares referentes ao posicionamento espacial dos marcadores reflexivos.

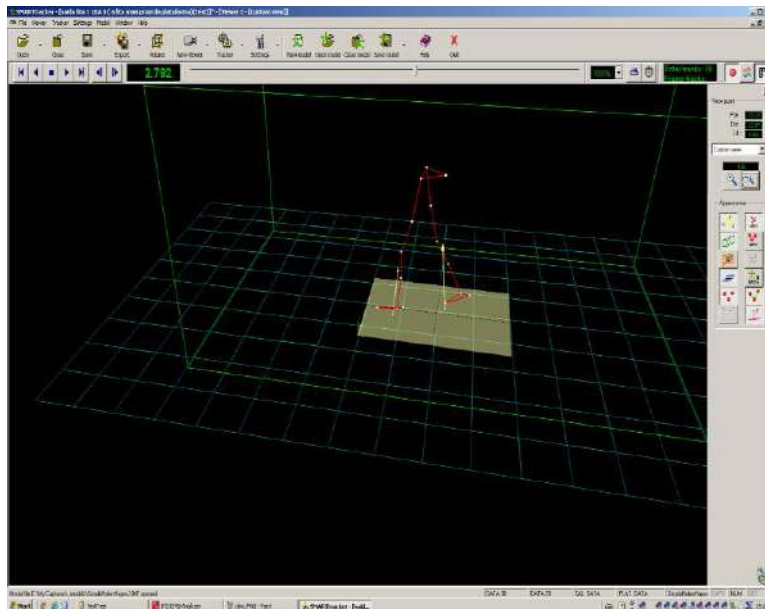


Figura 2.6: Tela de processamento do software SMART-Tracker.

2.6.2. Smart-Analyzer

O processamento dos dados de cinemática, dinâmica e EMG foi feito pelo software SMART-Analyzer (BTS Bioengineering, Milão, Itália). As medidas aferidas antes da coleta: massa, estatura, comprimentos e diâmetro dos ossos são utilizadas para o cálculo de parâmetros inerciais. Os marcadores com falhas nas trajetórias foram interpolados por curvas spline cúbicas e suavizados por um filtro passa-baixas Butterworth de 2a ordem e frequência de 7 Hz, de acordo com as indicações da BTS.

Após isso, são criados pontos virtuais e eixos para que possam ser feitos os cálculos de movimentos angulares e construção dos gráficos. O ciclo da marcha analisado é definido neste momento, escolhendo-se o segundo ciclo de cada perna para ser analisado, selecionando os sinais apresentando maior integridade dos marcadores. O intervalo de tempo que compreende o ciclo de marcha se inicia no momento em que o pé toca o solo (*heel strike*) até o momento que os dedos do pé perdem o contato com o solo (*toe off*). Esse valor foi utilizado para normalizar os gráficos das variáveis cinemáticas e dinâmicas, assim como para o cálculo da duração da fase de apoio, fase de balanço, velocidade média e comprimento do passo, entre outras variáveis. Os dados de forças de reação com o solo obtidos pela plataforma e os torques articulares, calculados por dinâmica inversa, foram interpolados e suavizados. O mesmo foi feito com dados de cinemática, também normalizados pelo ciclo da marcha. A rotina de processamento da Figura 2.7 que foi utilizada é a Proc_HelenHayes+GaitIndexes contida no Software SMART-Analyzer.

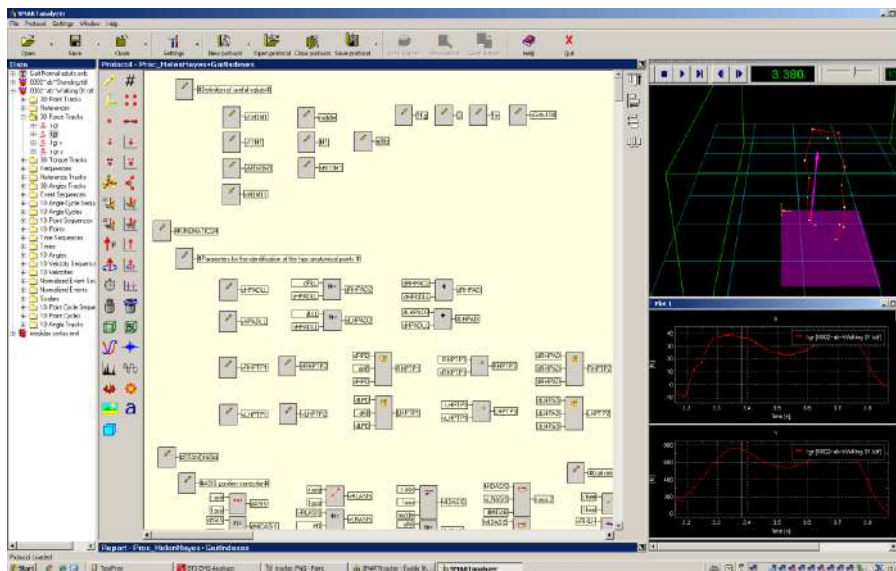


Figura 2.7:

Software SMART-Analyzer e rotina “Proc_HelenHayes+GaitIndexes”.

2.7. Estatística

Foi realizado um teste Shapiro-Wilk, para determinar se o conjunto de dados de cada grupo possuía distribuição normal. Foram realizados testes t de Student para comparação entre as variáveis de marcha dos dois grupos, considerando significativo o valor de $p=0,05$. Foi feito também um teste F foi utilizado para testar as diferenças entre as variâncias dos dois grupos (Hansen/Controles). Os testes estatísticos foram realizados com o software R.

3. Resultados

Os deslocamentos angulares médios ($\pm DP$) da pelve, quadril, joelho e tornozelo, durante o ciclo da marcha, para os dois grupos, estão apresentados nas Figuras 3.1. Pode-se observar que no deslocamento angular do tornozelo no plano sagital (dorsiflexão/flexão plantar), durante a fase de balanço de 60% a 100% do ciclo da marcha, a diferença entre os dois grupos torna-se maior. Esse padrão de ângulos negativos em relação à posição neutra do tornozelo é uma característica típica de sujeitos com pé caído. Na Figura 3.2 estão mostrados os ângulos de dorsiflexão dos voluntários com hanseníase comparados com a média $\pm SD$ do grupo controle. Pode-se observar a grande variabilidade entre os voluntários durante a fase de balanço, especialmente no intervalo entre 60% a 100% do ciclo da marcha.

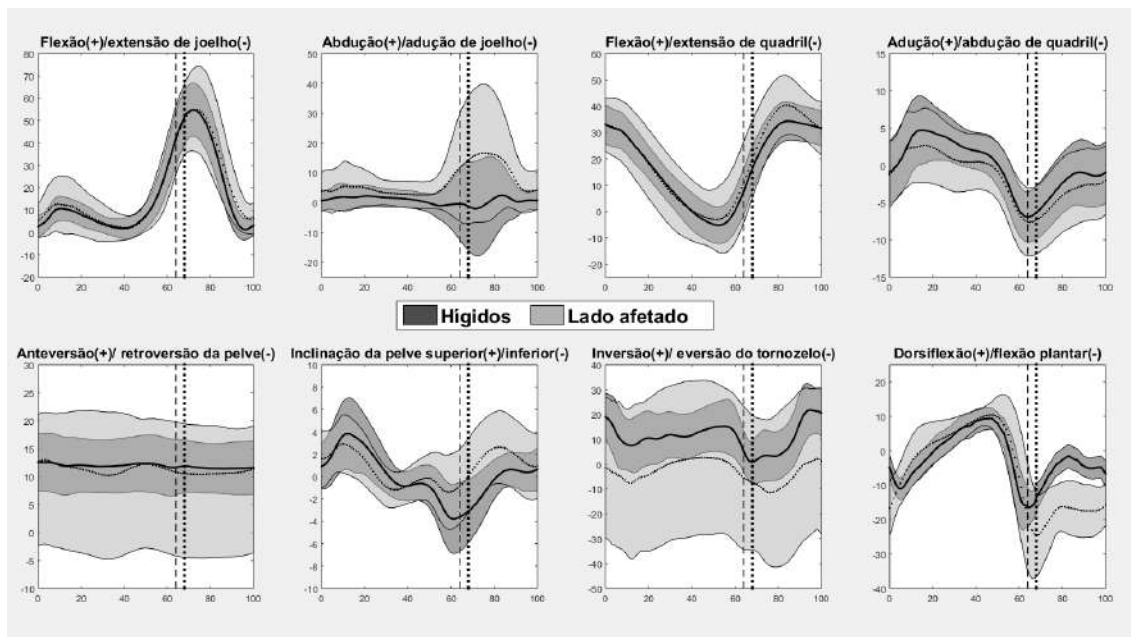


Figura 3.1: Ângulos médios (\pm DP) do joelho (em graus), quadril, pelve e tornozelo, nos planos sagital e frontal. O eixo x corresponde à porcentagem do ciclo da marcha (0 a 100%). A linha preta contínua corresponde à média do grupo hígido e a linha pontilhada corresponde à média do lado afetado do grupo com hanseníase. A linha tracejada na vertical marca o início da fase de balanço do grupo hígido e a linha pontilhada na vertical marca o início da fase de balanço do grupo com hanseníase

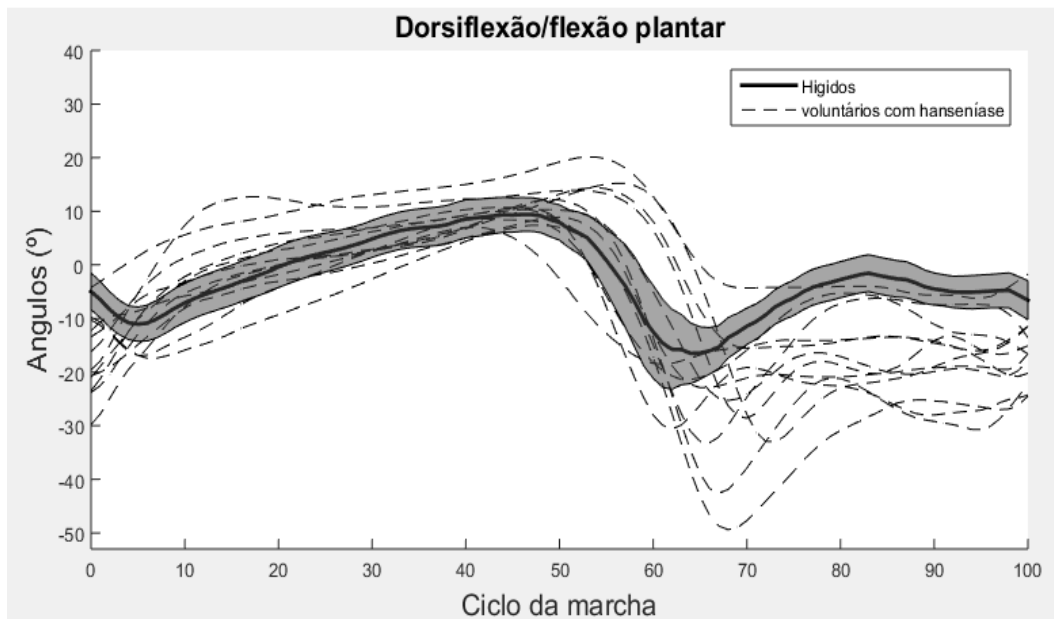


Figura 3.2: Deslocamento angular do tornozelo no plano sagital (dorsiflexão/flexão plantar) do lado afetado de todos os voluntários com hanseníase (linhas tracejadas), comparados com a média \pm SD do grupo controle.

Os gráficos de momento de extensão do joelho, quadril, tornozelo, potência do tornozelo e força de reação do solo vertical estão apresentados respectivamente nas Figuras 3.3, 3.4, 3.5. Com relação aos momentos, não existem diferenças muito significativas entre os dois grupos. A principal é a maior variabilidade do grupo hanseníase. Já a potência do tornozelo é significativamente diminuída nesse grupo, especialmente em torno de 50-60% do ciclo da marcha. Quanto à força de reação com o solo, dois picos separados por um vale são observados. O primeiro pico corresponde ao instante de resposta a carga, o vale corresponde ao apoio médio e o segundo pico ao apoio terminal (retirada do calcanhar do solo).

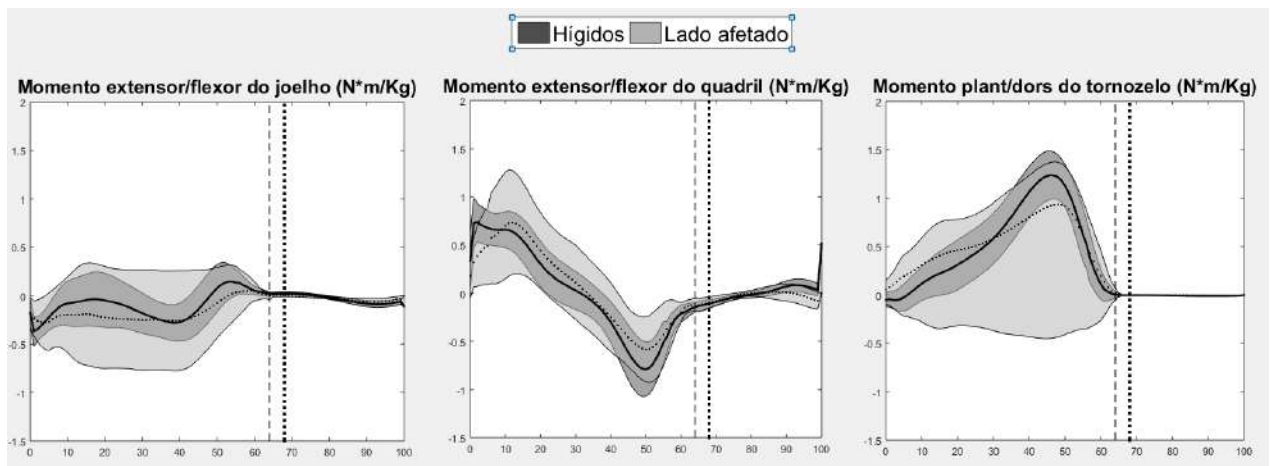


Figura 3.3: Curvas das médias de momento de extensão do joelho, quadril e tornozelo ao longo do ciclo da marcha. A linha preta contínua corresponde à média do grupo hígdio e a linha pontilhada à do lado afetado dos voluntários com hanseníase. A linha tracejada vertical marca o início da fase de balanço do grupo hígdio e a linha pontilhada na vertical marca o início da fase de balanço do grupo com hanseníase.

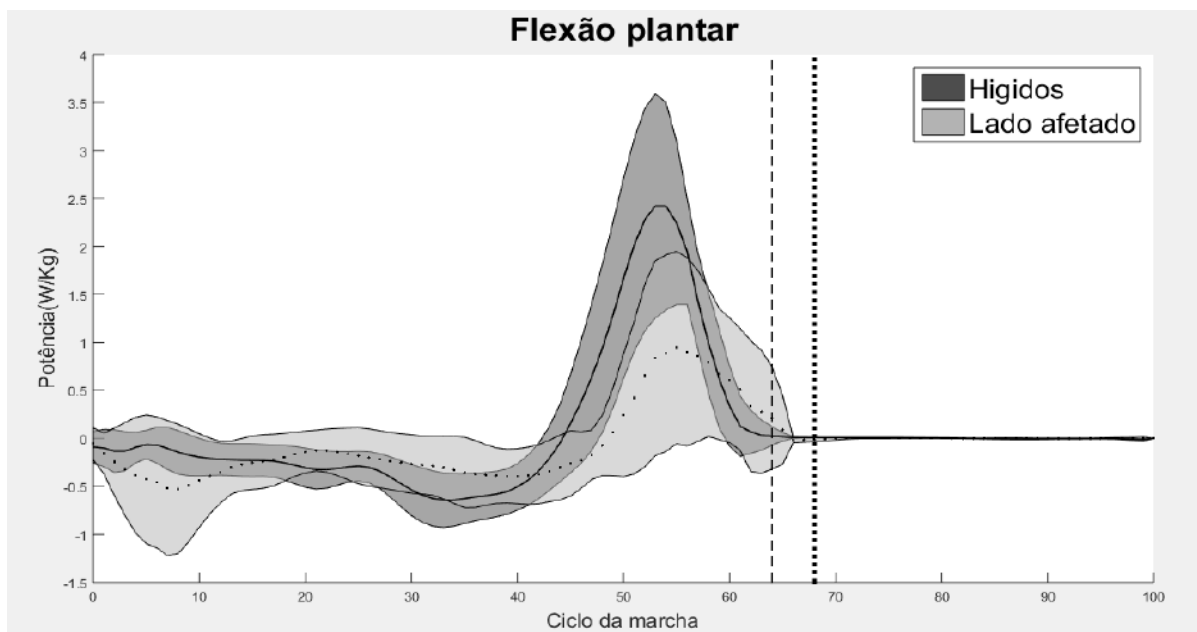


Figura 3.4: Curvas das médias de potência do tornozelo no movimento de flexão plantar/dorsiflexão no plano sagital. A linha preta contínua corresponde à média do grupo hígido, a linha pontilhada corresponde ao lado afetado de cada voluntario com hanseníase, a linha tracejada na vertical marca o início da fase de balanço do grupo hígido e a linha pontilhada na vertical marca o início da fase de balanço do grupo com hanseníase.

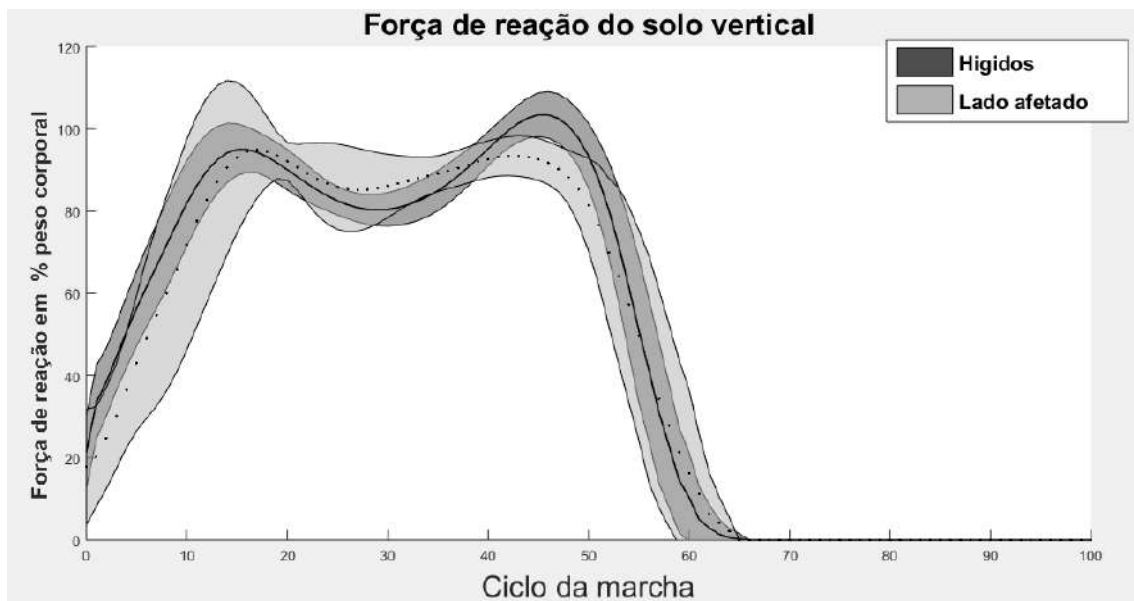


Figura 3.5: Curvas das médias da força de reação do solo vertical em função do ciclo da marcha. A linha preta contínua corresponde à média do grupo hígido e a linha pontilhada corresponde ao lado afetado de cada voluntario com hanseníase.

A Tabela 1 mostra as variáveis escalares de marcha e a Tabela 2 os dados antropométricos dos voluntários. As variáveis consideradas para a análise estatística foram: 1) cadência; 2) velocidade média; 3) comprimento do passo; 4) tempo na fase de apoio; 5) tempo na fase de balanço; 6) pico de potência; e 7) altura máxima do marcador met (marcador no 3º metatarso), (Tabela 3 e Figura 3.8).

Com os dados antropométricos e as variáveis analisadas na marcha de cada voluntário é possível compreender melhor o perfil de cada paciente, assim como dos dois grupos. Desta forma, é possível tecer conjecturas relativas à grande variabilidade entre os voluntários com hanseníase. Na realidade, existe uma grande variabilidade do quadro de manifestações da própria hanseníase, causada por diversos fatores, tais como: tipo de hanseníase, forma clínica e o tempo de acometimento do paciente antes de receber o tratamento poliquimioterápico (PQT). Por exemplo, um paciente que esteve por 15 anos com hanseníase tende a ter sequelas e complicações mais graves do que um paciente que esteve 5 anos com hanseníase antes de receber o tratamento.

Tabela 1: dados antropométricos individuais de todos os voluntários dos dois grupos.

Voluntários	Estatura (Cm)	Massa Corporal (kg)	Idade (anos)	Estatura (Cm)	Massa Corporal (kg)	Idade (anos)
	<i>Hanseníase</i>			<i>Hígidos</i>		
1	163	81	31	173	87	66
2	160	67	29	173	105	54
3	175	99	46	175	109	60
4	176	116	34	174	107	62
5	170	109	51	164	74	37
6	173	89	47	166	76	45
7	185	92	42	172	55	24
8	167	54	44	173	57	26
9	174	91	51	167	62	30
10	160	60	65	169	68	23
11	162	68	38	160	61	25
12	159	65	58	163	65	26
13	-	-	-	168	65	23
14	-	-	-	166	63	30
15	-	-	-	153	64	33

Tabela 2: dados individuais de todos os voluntários com hanseníase.

Voluntários	Usa órtese	Indicação de neurólise	Indicação de pé caído	Pós-cirurgia pé caído	Pós-cirurgia de neurólise	Classificação operacional	Início da PQT até o exame da marcha (anos)
1	E	E	E			MB	2
2	D	D	D			MB	8
3	D		D			MB	8
4			E			MB	8
5			D			MB	2
6			E			MB	6
7			D	E		MB	6
8	E		E			MB	3
9			D			MB	2
10			D			MB	4
11			E			MB	4
12		E	E			MB	2

Tabela 3: variáveis individuais de todos os voluntários dos dois grupos: cadência, velocidade média, comprimento do passo, tempo na fase de apoio, tempo na fase de balanço, pico de potência (pico pot), altura máxima do marcador met (Hmax).

Voluntários	Cadência (ppm)	Velocidade média(m/s)	Tamanho do passo(m)	Tempo de apoio (s)	Tempo de balanço (s)	Pico pot (w/kg)	hmax(m)
<i>Hígdos</i>							
1	95	1,0	0,55	0,80	0,60	2,071	0,11
2	95	1,0	0,55	0,76	0,48	2,055	0,14
3	99	1,1	0,56	0,78	0,44	2,439	0,14
4	98	1,2	0,60	0,71	0,46	2,297	0,11
5	105	1,2	0,57	0,73	0,44	3,022	0,12
6	103	1,1	0,60	0,70	0,42	2,622	0,12
7	113	1,3	0,69	0,65	0,42	2,922	0,12
8	115	1,3	0,70	0,64	0,43	2,54	0,13
9	109	1,1	0,63	0,70	0,50	3,422	0,11
10	104	1,1	0,59	0,69	0,52	2,565	0,11
11	106	1,1	0,60	0,60	0,40	3,422	0,12
12	109	1,2	0,62	0,63	0,44	2,722	0,13
13	108	1,2	0,63	0,64	0,43	2,243	0,14
14	103	1,1	0,65	0,60	0,42	3,072	0,12
15	108	1,1	0,55	0,70	0,41	2,193	0,14
<i>Hanseníase</i>							
1	89	0,9	0,57	0,82	0,52	1,957	0,10
2	98	0,8	0,53	0,69	0,52	2,567	0,08
3	88	0,8	0,56	0,88	0,52	2,166	0,10
4	88	0,8	0,54	0,85	0,49	1,382	0,07
5	94	0,7	0,46	0,78	0,48	1,594	0,12
6	90	0,9	0,70	0,74	0,58	2,51	0,12
7	103	1,1	0,65	0,70	0,47	0,489	0,09
8	99	0,9	0,53	0,76	0,45	1,703	0,12
9	79	0,6	0,41	0,98	0,55	0,735	0,12
10	87	0,5	0,42	0,88	0,48	1,795	0,07
11	99	1,1	0,59	0,74	0,46	0,324	0,13
12	93	0,6	0,38	0,69	0,59	0,905	0,08

Tabela 4: variáveis individuais de todos os voluntários dos dois grupos: cadência, velocidade média, comprimento do passo, tempo na fase de apoio, tempo na fase de balanço, pico de potência (pico pot), altura máxima do marcador met (Hmax).

Cadência (ppm)	Velocidade média(m/s)	Tamanho do passo(m)	Tempo de apoio (s)	Tempo de balanço (s)	Pico pot (w/kg)	Hmax (m)
Hígidos (média)						
104,66± 6,01	1,14 ± 0,09	0,60± 0,04	0,68± 0,06	0,45± 0,05	2,64± 0,45	0,12± 0,01
Shapiro-Wiki p						
0,7066	0,0504	0,1823	0,5434	0,0058	0,3243	0,1137
Hanseníase (média)						
92,25± 6,73	0,80± 0,18	0,52± 0,09	0,79± 0,09	0,50± 0,04	1,51± 0,75	0,10± 0,02
Shapiro-Wiki p						
0,7592	0,5521	0,8188	0,3176	0,3453	0,51	0,01786
Teste t de student p						
0,0000514*	0,000049*	0,02253*	0,003208*	0,00747*	0,00027*	0,00335*
Teste F p						
0,6832	0,01283	0,016	0,179	0,6593	0,07067	0,03531
Teste F (Hanseníase/ Hígidos)						
1,2499	4,2699	4,0654	2,1497	0,7622	2,8254	3,3766

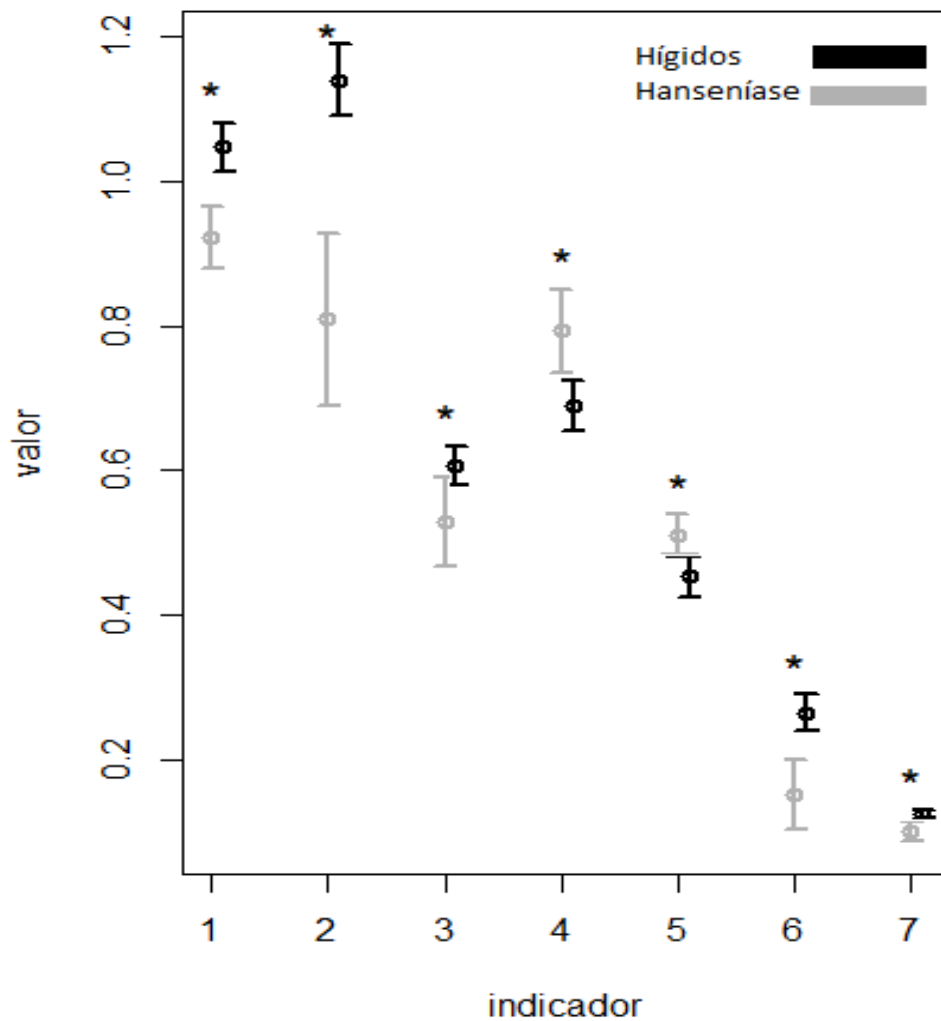


Figura 3.8: Valores médios das variáveis analisadas; 1) cadência (passo/seg); 2) velocidade média (m/s); 3) comprimento do passo (m); 4) tempo na fase de apoio (seg); 5) tempo na fase de balanço (seg); 6) pico de potência (W); e 7) altura máxima do marcador Met (marcador entre o 2º e 3º metatarso, m). No gráfico, o valor da cadência está dividido por 100 e do pico de potência por 10.

4. Discussão

Durante fase de resposta à carga (0 a 10% da marcha) a força de reação cria um momento de eversão no Tornozelo como pode ser bem observado pelo grupo Hígido na (Figura 3.1). Com a eversão do calcâneo, o talus gira internamente no plano transversal e produz uma rotação interna da tibia e fíbula, que é transmitida para o fêmur. (Whittle, 2007). Embora a literatura aponte que, com a insuficiência dos músculos eversores do

tornozelo, e como avanço da doença no tronco do nervo fibular, o pé tenda a uma posição de equinovaro, (SAAD e BATISTELLA, 1997) não foi possível observar este padrão no grupo com hanseníase. Uma das causas pode ter sido a grande variabilidade dentro do grupo, tanto pelas manifestações clínicas da doença quanto pelo tempo de acometimento diferente entre cada voluntário.

Entretanto, quanto ao ângulo de dorsiflexão/flexão plantar é possível observar claramente que um dos grupos apresenta características de pé caído. No instante de contato inicial, os voluntários hígidos têm o primeiro contato com o solo com o pé em posição neutra, ou seja, toca no solo com o calcanhar. Já o grupo com hanseníase tem o primeiro contato com o solo com o antepé em uma posição de flexão plantar. O contato do pé com o solo era comumente chamado na literatura de ‘toque do calcâneo’ (*heel strike*), para indicar o contato inicial de um ciclo de marcha. Contudo, em algumas ocasiões, como depois da ocorrência de um acidente vascular encefálico (AVE) e outros quadros clínicos, o contato inicial passa a não ser mais efetuado com o calcanhar (PERRY, 2005).

Essas diferenças também podem ser observadas durante a fase de balanço (60 a 100% do ciclo da marcha). O pé que não se encontra agora em contato com o solo “cai” para uma posição de maior flexão plantar e não consegue restabelecer uma posição neutra, permanecendo assim até o momento do próximo contato inicial desse membro, como já discutido a cima.

Segundo Ferreira (2001), um paciente que possua lesão completa do nervo fibular comum fica impossibilitado de realizar dorsiflexão e eversão do pé e extensão dos dedos, resultando no pé caído. Esta alteração, se não for compensada, resultará com que os dedos colidam com o solo durante a fase de balanço. Esta é a marcha chamada escavante, que

possui como variação do padrão de movimento uma acentuada flexão de joelho e quadril a fim de elevar o pé do solo, evitando assim que tropece (PORTO, 2005).

Na Figura 3.1 é possível notar compensações no padrão de movimento em curvas mais acentuadas de abdução do joelho e inclinação superior da pelve. Entretanto, não é possível notar esses padrões compensatórios na flexão do joelho e do quadril.

Existe uma grande variabilidade dentro do grupo de hanseníase causado por diversos fatores; tipo de hanseníase, forma clínica, tempo de acometimento do paciente antes de receber o tratamento poliquimioterápico (PQT), etc. Contudo, no último box da Figura 3.1 dorsiflexão/flexão plantar nota-se durante a fase de apoio (0 a 65% do ciclo da marcha) poucas diferenças entre os indivíduos doentes e a média dos sãos, com uma ressalva para o início da fase de apoio, que seria a resposta à carga (0 a 10%). Porém, é na fase de balanço que se nota a maior diferença entre cada voluntário.

Estas alterações fogem do padrão biomecânico de maior eficiência na marcha, resultando assim num maior dispêndio energético, bem como na redução da velocidade média da marcha. Somadas a essas variações cinemáticas, ocorrem algumas diferenças, não inteiramente claras nas curvas de torque articular no plano sagital (Figura 3.3). A explicação dessa diferença pode ser entendida pela velocidade abaixo da normalidade e também pela Figura 3.4, que mostra os valores de pico de potência gerados pelo tornozelo, que estão abaixo dos valores de pico dos sujeitos hígidos.

Na (Figura 3.5), o segundo pico de força, está associada ao instante em que o calcanhar deixa o solo, e o calcanhar do membro oposto toca o solo. Neste momento, o peso do corpo é transferido da perna de trás que está em apoio terminal para a perna da frente, que está em contato inicial. Essa transferência de peso ocorre devido à ação dos músculos flexores plantares. Assim, os valores do segundo pico da curva de FRS estão

associados ao momento extensor produzido pelas flexores plantares nesta fase da marcha (Figura 3.3).

As alterações nos parâmetros da marcha também foram observadas nas variáveis escalares. Na tabela 3, todas as médias das 7 variáveis analisadas apresentaram diferença significativa em relação ao grupo hígido. A variável Hmax corresponde à altura máxima em relação ao solo registrada pelo marcador met (marcador no entre o 2º e 3º metatarso) durante o ciclo da marcha. Vale ressaltar que o marcador possui uma haste de 2 cm e a espessura do pé na região do 3º metatarso até a base é 3 cm \pm 0,3. Evidentemente, o momento quando a altura máxima ocorre é durante a fase de balanço, na qual os pacientes sentem maior dificuldade de locomoção.

Ocorre uma dorsiflexão maior no grupo com hanseníase, levando a ponta do pé a ficar mais próxima do solo. Essa diferença entre as médias entre os grupos da Hmax só não é maior devido às compensações feitas pelos pacientes com a finalidade de evitar o toque do pé no solo. Contudo existe uma grande variabilidade entre os próprios pacientes com hanseníase (tabela 2), com variações de Hmax de 7 cm a 13 cm.

5. Conclusões

Os resultados deste trabalho visando à caracterização da marcha são importantes, tendo em conta a escassez de trabalhos sobre pacientes desse tipo em laboratório de marcha. Em geral, os países que dispõem de tais recursos já erradicaram a doença, e vice-versa. Os trabalhos existentes na literatura são de caráter predominantemente descritivo, e com técnicas passíveis de erro, por serem subjetivas e observacionais.

Após a análise de todos os dados para a caracterização da marcha em sujeitos com hanseníase, os resultados mostram que pacientes com pé equino causado pela hanseníase apresentam flexão plantar com grau maior do que indivíduos normais durante a fase de

balanço da marcha, assim como contato inicial feito com o antepé e não com o calcanhar, como é forma padrão na marcha. Deste modo, com a perda da capacidade de realização da dorsiflexão total ou parcial, devido à insuficiência na ação dos músculos extensor longo dos dedos, extensor longo do hálux e tibial anterior causada pelo comprometimento do nervo fíbular, ocorrem alterações compensatórias na marcha.

As variáveis escalares indicadores de desempenho da marcha foram todas comprometidas. Entendemos que tais parâmetros são de grande importância na caracterização da marcha em pacientes com hanseníase e deverão ser monitorados na avaliação pré-cirúrgica de transferência de tendão, bem como ao longo de toda a reabilitação fisioterapêutica de tais pacientes.

6. Referências Bibliográficas

1. ABERNETHY, B., HANRAHAN, S. J., KIPPERS, V., MACKINNON, L. T., PANDY, M. G., 2005, *The Biophysical Foundations of Human Movement*, 2 ed. USA, Human Kinetics.
2. BECHELLI LM & CURBAN GV. Infecções microbianas da pele. In: *Compêndio de dermatologia*, 6º ed, Atheneu Editora, São Paulo, p. 131-186, 1988.
3. BRASIL. MINISTÉRIO DA SAÚDE. FUNDAÇÃO NACIONAL DA SAÚDE. Guia de controle da hanseníase. 2o ed., MS/FNS/CENEPI/CNDS,, Brasília, 156 p., 1994.
4. BRASIL. Ministério da Saúde. Manual de prevenção de incapacidades. Brasília: Área Técnica de Dermatologia Sanitária, 2001.
5. BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Vigilância em Saúde. Departamento de Vigilância Epidemiológica. Brasília; Ministério da Saúde; 2 ed. rev., ampl; out. 2008.
6. BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Vigilância em Saúde. Diretrizes para vigilância, atenção e eliminação da hanseníase como problema de saúde pública. Manual técnico-operacional. Brasília, 2016. 58 p
7. CHAMBERS, H.G., SUTHERLAND, D.H., 2002, “A practical guide to gait analysis”, *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, v. 10, n. 3, pp. 222- 231.
8. CONTI, J.O., ALMEIDA, S.N.D., ALMEIDA, J.A., Prevenção de incapacidades em hanseníase: relato de caso. *SALUSVITA*, Bauru, v. 32, n. 2, p. 163- 174, 2013.
9. DONSKOI, D., ZATSIORSKY, V., 1988, *Biomecânica de los Ejercicios Físicos*, 1 ed., Moscou, Raduga.
10. DUERKSEN, Frank; VIRMOND, Marcos. *Cirurgia reparadora e reabilitação em hanseníase*. Bauru: ALM Internacional. Centro de Estudos Dr. Reinaldo Quagliato, Instituto Lauro de Souza Lima, 1997.
11. FERREIRA, A. S. *Lesões Nervosas Periféricas: Diagnóstico e Tratamento*. 2. ed. São Paulo: Editora Santos, 2001.
12. FOSS, N. T. Hanseníase: aspectos clínicos, imunológicos e terapêuticos. *Anais Brasileiros de Dermatologia*, Rio de Janeiro, v. 74, n. 2, p. 113-19, 1999
13. GALLI, Manuela et al. Relationship between gait initiation and disability in individuals affected by multiple sclerosis. *Multiple sclerosis and related disorders*, v. 4, n. 6, p. 594-597, 2015.

14. GAFANIZ, A., LOPES, G., PIRES, P., *Análise Cinemática da Marcha*, Instituto Superior Técnico, Lisboa, 2006.
15. GANLEY, K., POWER, C., 2005, "Gait kinematics and kinetics of 7-year old children: a comparison to adults using age-specific anthropometric data", *Gait & Posture*, v.21, n. 2, pp. 141-145.
16. GAO, B., ZHENG, N.N., 2000, "Alterations in three-dimensional joint kinematics of anterior cruciate ligament-deficient and -reconstructed knees during walking" *Clinical Biomechanics*, v. 25, n. 3, pp. 222-229.
17. GARBINO, J. A. *Gênese das Incapacidades em Hanseníase*. Bauru: Instituto "Lauro de Souza Lima", 1991.
18. GIALLOARDI: *Gait*. In Myers RS, editor: *Saunders manual of physical therapy practice*, Philadelphia, 1995, WB Saunders.
19. GOMES, A. C. B. O processo de Armauer Hansen. *Jornal do Conselho Regional de Medicina do Rio Grande do Sul*, p.13, fev. 2000.
20. GROSS, Jeffrey; FETTO, Joseph; ROSEN, Elaine. *Postura e Marcha*. In: *Exame Musculo Esquelético*. Porto Alegre: Artmed, 2000. p.430-439.
21. HISHIKAWA, Norikazu et al. Quantitative assessment of knee extensor thrust, flexed-knee gait, insufficient knee flexion during the swing phase, and medial whip in hemiplegia using three-dimensional treadmill gait analysis. *Topics in stroke rehabilitation*, p. 1-6, 2018.
22. JOPLING, W. H.; MC DOUGALL, A. C. A doença. *Manual de hanseníase*, 4º ed, Atheneu Editora, São Paulo, p. 11-59, 1991.
23. KADABA, MP, RAMAKRISHNAN HK, WOOTTEN ME. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res* 1990; 8 (3): 383-92.
24. KADABA MP., RAMKRISHNAN K., WOOTTEN ME., GAINEY J., GORTON G., COCHRAN GVB. Repeatability of kinematic, kinetic and a electromyographic data in normal adult gait. *J Orthop Res*. 1989; 7:849-860.
25. KAROL, L.A., JEANS, K., ELHAWARY, R., 2009, "Gait analysis after initial nonoperative treatment for clubfeet: intermediate term followup at age 5", *Clinical Orthopaedics and Related Research*, v. 467, n. 5, pp. 1206-1213.
26. KLÄUSLER, Michèle et al. Long-term follow-up after tibialis anterior tendon shortening in combination with Achilles tendon lengthening in spastic equinus in cerebral palsy. *Gait & posture*, v. 58, p. 457-462, 2017

27. KNUDSON, D., 2007, Fundamentals of Biomechanics, New York, Springer Science Business Media.
28. LIRANI-SILVA, E. et al. The role of vision in Parkinson's disease locomotion control: Free walking task. *Movement Disorders*, v. 26, p. S107, 2011
29. MUNIZ, A.M.S., 2008, Quantificação da marcha humana utilizando análise de componentes principais para avaliação de procedimentos terapêuticos. Tese D.Sc., Programa de Engenharia Biomédica /COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro.
30. MUNIZ, A.M., NADAL, J., 2009, “Application of principal component analysis in vertical ground reaction force to discriminate normal and abnormal gait” *Gait & Posture*, v. 29, n. 1, pp.31-35.
31. MUNIZ, A.M.S., LIU, H., LYONS, K., Pahwa, R., liu, W., Nadal, J., 2010, “Comparison among probabilistic neural network, support vector machine and logistic regression for evaluating the effect of subthalamic stimulation in Parkinson disease on ground reaction force during gait”. *Journal of Biomechanics*. V.43, pp. 720-726.
32. PERRY, J. *Análise de Marcha. Volume 1: Marcha Normal.*, 2005, São Paulo, Manole.
33. PINTO, S., *A marcha humana em análise*, Unidade de Neuromusculares, IMM – FM UL, 2007.
34. PORTO, C.C. *Semiologia médica 5ª ed.* Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan, 2005.
35. PFALTZGRAFF RE & BRYCESON A. *Clinical leprosy*. In:HASTING RC, ed. *Leprosy*, Churchill Livingstone, New York,p.134-176, 1985.
36. RACHED, Abi; CORDEIRO, Thania Loiola. *Baropodometria na hanseníase e sua relação com a alteração de sensibilidade*. 2010. Dissertação de mestrado . Universidade de São Paulo.
37. RACHED, Thania Loiola Cordeiro Abi. *Influência da palmilha (plataforma para tarso) no equilíbrio do paciente com hanseníase e alteração de sensibilidade*. 2015. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo
38. RODRIGUES, L.C, LOCKWOOD, D.N., *Leprosy now: epidemiology, progress, challenges, and research gaps*. *Lancet Infect Dis*. 2011;11(6):464-70.
39. SLIM, Frederik J. et al. *Increased plantar foot pressure in persons affected by leprosy*. *Gait & posture*, v. 35, n et al. 2, p. 218-224, 2012.

40. SAAD, M., BATISTELLA, L. R. Análise de marcha: manual do CAMO-SBMFR. São Paulo, Lemos —Editorial, 1997. 190p.
41. SENIAM 8 European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy, deliverable of the SENIAM project, authors: H.J. Hermens, B. Freriks, R. Merletti, G. G. Hägg, D. Stegeman, J. Blok, G. Rau, C. Disselhorst-Klug, Roessingh Research and Development b.v., 1999, ISBN: 90-75452-15-2.
42. SONG, SunHae et al. Usability of the Thera-Band® to improve foot drop in stroke survivors. *NeuroRehabilitation*, n. Preprint, p. 1-6, 2018
43. SOARES, GUSTAVO LEPORACE DE OLIVEIRA LOMELINO. Escore de funcionalidade da marcha: Aplicação em sujeitos com lesão no ligamento cruzado anterior. 2012. dissertação de mestrado. Universidade Federal do Rio de Janeiro.
44. VAN GRINSVEN, S., VAN CINGEL, R.E., HOLLA, C.J. et al., 2010, Evidence-based rehabilitation following anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, v. 18, n. 8, pp. 1128-1244.
45. VAUGHAN, C. L., DAVIS, B. L., O'CONNOR, J. C., 1992, *Dynamics of Human Gait*. 2 ed. Cape Town: Kiboho.
46. WEBSTER, K.E., FELLER, J.A., 2011 “Alterations in joint kinematics during walking following hamstring and patellar tendon anterior cruciate ligament reconstruction surgery”, *Clinical Biomechanics*, v. 26, n. 2, pp. 175-180.
47. WORLD HEALTH ORGANIZATION (WHO). Global leprosy situation 2010. *Weekly Epidemiological Record*. 2010; 85(35): 337-348.