



UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO

**Jose Carlos Cohen**

**ESTUDO DE BIOMECÂNICA DA MARCHA EM PACIENTES  
PORTADORES DE HANSENÍASE E PÉ CAÍDO : ANÁLISE PRÉ-  
OPERATÓRIA E PÓS CORREÇÃO CIRÚRGICA COM  
TRANSPOSIÇÃO TENDINOSA UTILIZANDO O TIBIAL  
POSTERIOR**

Rio de Janeiro  
2024

Jose Carlos Cohen

**ESTUDO DE BIOMECÂNICA DA MARCHA EM PACIENTES  
PORTADORES DE HANSENÍASE E PÉ CAÍDO: ANÁLISE PRÉ-  
OPERATÓRIA E PÓS CORREÇÃO CIRÚRGICA COM  
TRANSPOSIÇÃO TENDINOSA UTILIZANDO O TIBIAL  
POSTERIOR**

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Medicina (Clinica Medica) da Faculdade de Medicina da Universidade Federal do Rio de Janeiro, Linha de pesquisa “Evidencia clínica e organizacional, modelos assistenciais, educacionais e avaliação da qualidade em atenção primaria a saúde”, como parte dos requisitos necessários a obtenção do título de Doutor em Medicina.

Orientadores:

**Prof. Dr. Antônio José Ledo Alves da Cunha**

**Prof.<sup>a</sup>. Dr.<sup>a</sup>. Maria Kátia Gomes**

**Prof. Luciano Luporini Menegaldo**

Rio de Janeiro

Janeiro 2024

CIP - Catalogação na Publicação

Elaborado pelo Sistema de Geração Automática da UFRJ com os dados fornecidos pelo(a) autor(a), sob a responsabilidade de Miguel Romeu Amorim Neto - CRB-7/6283.

Cohen, Jose Carlos

ESTUDO DE BIOMECÂNICA DA MARCHA EM PACIENTES PORTADORES DE HANSENÍASE E PÉ CAÍDO: ANÁLISE PRÉ-OPERATÓRIA E PÓS CORREÇÃO CIRÚRGICA COM TRANSPOSIÇÃO TENDINOSA UTILIZANDO O TIBIAL POSTERIOR / Jose Carlos Cohen. -- Rio de Janeiro, 2024. 80 f.

Orientadores: Antônio José Ledo Alves da Cunha, Maria Kátia Gomes, Luciano Luporini Menegaldo.

Tese (doutorado) - Universidade Federal do Rio de Janeiro, Faculdade de Medicina, Programa de Pós Graduação em Clínica Médica, 2024.

1. Hanseníase. 2. Pé caído. 3. Transposição tendinosa. 4. Análise de marcha. I. Ledo Alves da Cunha, Antônio José, orient. II. Gomes, Maria Katia, Luporini Menegaldo, Luciano, coorient. III. Título.

Jose Carlos Cohen

**ESTUDO DE BIOMECÂNICA DA MARCHA EM PACIENTES PORTADORES  
DE HANSENÍASE E PÉ CAÍDO: ANÁLISE PRÉ-OPERATÓRIA E PÓS  
CORREÇÃO CIRÚRGICA COM TRANSPOSIÇÃO TENDINOSA  
UTILIZANDO O TIBIAL POSTERIOR**

Orientadores: Prof. Dr. Antônio Jose Ledo Alves da Cunha, Profa. Dra. Maria Katia  
Gomes, Prof. Luciano Luporini Menegaldo.

Rio de Janeiro \_\_\_\_\_ / \_\_\_\_\_ / \_\_\_\_\_

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Clínica Médica da  
Faculdade de Medicina da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos  
requisitos necessários a obtenção do título de Doutor em Medicina.

---

Professor Doutor Clemax do Couto Santana

---

Professor Doutor Eduardo Alexander Julio Cesar Fonseca Lucas

---

Professor Doutor Marcia Maria Jardim Rodrigues

---

Professor Doutor Marcia Gonçalves Ribeiro

---

Professor Doutor Adriane Mara de Souza Muniz

---

Professor Doutor Sandra Maria Barbosa Durães

---

Professor Doutor Marcia Ramos e Silva

À minha família

## AGRADECIMENTOS

À minha esposa Alessandra, que me deu todo o suporte necessário. Aos meus filhos Michel e Letícia que cresceram junto com a tese. Aos meus pais, Théó e Rosangela, que sempre me incentivaram ao estudo e a procura constante pelo conhecimento, e ao meu irmão Marcio pelo apoio incondicional.

À Professora Maria Kátia Gomes, por me abrir as portas do programa de pós-graduação da Universidade Federal do Rio de Janeiro.

Ao Ortopedista Elifaz Cabral, obrigado pela sua generosidade em transmitir seus conhecimentos e me ensinar as cirurgias neurológicas e reparadoras dos membros inferiores nos pacientes com hanseníase.

À equipe de fisioterapia do HUCFF, especialmente Silvana Teixeira de Miranda, por sua participação fundamental no preparo pré-operatório e reabilitação dos pacientes.

Ao departamento de engenharia biomédica da COPPE, pela parceria no desenvolvimento desta pesquisa, desde as discussões iniciais para o desenho do estudo, disponibilizando suas instalações e pela participação de sua equipe durante a coleta e processamento dos dados.

À Professora Adriane Muniz, por me introduzir aos conceitos de biomecânica e seu apoio fundamental para que o meu estudo se concretizasse.

Ao Professor Luciano Luporini Menegaldo por suas valiosas contribuições.

Finalmente, os meus sinceros agradecimentos aos pacientes que participaram da pesquisa e aos voluntários do grupo controle.

“O importante é não parar de questionar”

Albert Einstein

## RESUMO

COHEN, Jose Carlos. **Estudo de biomecânica da marcha em pacientes portadores de hanseníase e pé caído: Análise pré-operatória e pós correção cirúrgica com transposição tendinosa utilizando o tibial posterior.** Rio de Janeiro, 2024. Tese (Doutorado em Medicina) – Faculdade de Medicina. Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2024.

**Introdução:** A lesão neurológica periférica envolvendo o nervo fibular comum causado pela Hanseníase pode levar ao pé caído, causando alterações do padrão da marcha. A correção cirúrgica com a transposição tendinosa pode restabelecer a dorsiflexão e melhorar a marcha desses pacientes, entretanto nenhum estudo usando análise tridimensional descreveu os parâmetros espaço-temporais, cinemática e dinâmica no pré-operatório e/ou pós-operatório. **Objetivo:** Descrever as alterações biomecânicas da marcha em pacientes portadores de hanseníase e pé caído unilateral, e demonstrar as modificações após a transposição do tibial posterior para o dorso do pé. **Metodologia:** 12 pacientes provenientes do ambulatório de cirurgia do pé do HUCFF portadores de hanseníase e pé caído foram avaliados no laboratório de marcha da COPPE. Um grupo controle com 15 indivíduos saudáveis pareado por peso e altura foi utilizado. Em uma segunda etapa, 10 pacientes foram avaliados no pré-operatório e seus resultados comparados com os dados de 5 pacientes desta amostra submetidos à correção cirúrgica. Um novo grupo controle com 12 indivíduos saudáveis foi utilizada. **Resultados:** Os pacientes andaram mais devagar que o grupo controle ( $0,8 \pm 0,2$  vs.  $1,1 \pm 0,2$  m/s,  $p=0,003$ ), com redução do tempo de apoio e aumento do balanço. O membro afetado demonstrou aumento da flexão plantar no contato inicial ( $-16,8^\circ \pm 8,3$ ), apoio terminal ( $-29,1^\circ \pm 11,5$ ), e no balanço ( $-12,4^\circ \pm 6,2$ ) comparado ao membro não-afetado ( $-6,6^\circ \pm 10,3$ ;  $-14,6^\circ \pm 11,6$ ;  $2,4^\circ \pm 7,6$ ) e ao grupo controle ( $-5,4^\circ \pm 2,5$ ;  $-18,8^\circ \pm 5,8$ ;  $-1,4^\circ \pm 3,9$ ) ( $p < 0,05$ ). Aumento da variação da inclinação pélvica e abdução/adução joelho, com redução da adução do quadril no membro não-afetado foram observadas. O segundo pico de reação do solo ( $98,6 \pm 5,2$  % peso corporal), momento do tornozelo ( $0,99 \pm 0,33$  Nm/Kg) e trabalho total do tornozelo no apoio ( $-0,03 \pm 5,4$  J/Kg) encontraram-se reduzidos no membro afetado comparado ao grupo controle ( $104,1 \pm 5,5$  % peso corporal;  $1,24 \pm 0,4$  Nm/kg;  $-4,58 \pm 5,19$  J/kg;  $p < 0,05$ ). Na segunda parte do estudo observamos aumento da velocidade da marcha após a correção cirúrgica em relação ao pré-operatório ( $0,86 \pm 0,2$ ;  $0,96 \pm 0,2$ ;  $p < 0,001$ ). O membro afetado demonstrou melhora na posição do tornozelo no contato inicial ( $-12,8 \pm 3,0$ ;  $-1,5 \pm 3,5$ ), redução no pico de flexão plantar durante o apoio ( $-25,1 \pm 7,3$ ;  $-12,7 \pm 5,2$ ) e aumento na média de dorsiflexão no balanço ( $-16,4 \pm 2,0$ ;  $-8,7 \pm 5,1$ ;  $p < 0,001$ ) **Conclusão:** Pacientes portadores de hanseníase e pé caído apresentaram alterações da marcha no membro afetado e membro não-afetado. Houveram diferenças marcantes na cinética e cinemática do tornozelo no pré-operatório. Após a correção cirúrgica, notamos melhora dos parâmetros espaço-temporais e da cinemática do tornozelo, melhorando a marcha e assim potencialmente prevenindo o aparecimento de complicações secundárias ao pé caído.



## ABSTRACT

COHEN, Jose Carlos. **Biomechanical evaluation of leprosy patients with foot drop : Pre-operative and post surgical analysis with tendon transfer.** Rio de Janeiro, 2021. Tese (Doutorado em Ciências da Saúde) – Faculdade de Medicina. Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2024.

**Introduction:** Peripheral nerve injury caused by leprosy can lead to foot drop, resulting in an altered gait pattern. Surgical correction can restore ankle dorsiflexion potentially improving gait mechanics, however that has not been previously described using 3D gait analysis. **Methods:** Gait kinematics and dynamics were analyzed in 12 patients with unilateral foot drop caused by leprosy and in 15 healthy controls. Biomechanical data from patients' affected and unaffected limbs were compared with controls. Subsequently, 10 patients were evaluated pre-operatively and the results compared with the post-operative data of 5 patients after tendon transfer. **Results:** Patients walked slower than controls ( $0.8 \pm 0.2$  vs.  $1.1 \pm 0.2$  m/s,  $p = 0.003$ ), with a reduced stance and increased swing percentage. The affected limb increased ( $p < 0.05$ ) plantar flexion at the initial contact ( $-16.8^\circ \pm 8.3$ ), terminal stance ( $-29.1^\circ \pm 11.5$ ), and swing ( $-12.4^\circ \pm 6.2$ ) in the affected limb compared to unaffected ( $-6.6^\circ \pm 10.3$ ;  $-14.6^\circ \pm 11.6$ ;  $2.4^\circ \pm 7.6$ ) and controls ( $-5.4^\circ \pm 2.5$ ;  $-18.8^\circ \pm 5.8$ ;  $-1.4^\circ \pm 3.9$ ). Increased pelvic tilt and knee adduction/abduction range, with lower hip adduction in the affected limb were observed. The second peak of ground reaction force ( $98.6 \pm 5.2$  %BW), ankle torque ( $0.99 \pm 0.33$  Nm/kg), and net ankle work in stance ( $-0.03 \pm 5.4$  J/Kg) decreased in the affected limb compared to controls ( $104.1 \pm 5.5$  %BW;  $1.24 \pm 0.4$  Nm/kg;  $-4.58 \pm 5.19$  J/kg;  $p < 0.05$ ). In the second part of the study, increased gait speed after surgical correction compared to pre-operative data ( $0.86 \pm 0.2$ ;  $0.96 \pm 0.2$ ;  $p < 0,001$ ) was observed. The affected limb showed improvement in the ankle position at initial contact ( $-12.8 \pm 3.0$ ;  $-1.5 \pm 3.5$ ), peak plantar flexion reduction in stance ( $-25.1 \pm 7.3$ ;  $-12.7 \pm 5.2$ ) and increased ankle dorsiflexion during swing ( $-16.4 \pm 2.0$ ;  $-8.7 \pm 5.1$ ;  $p < 0,001$ ). **Conclusions:** Leprosy patients with foot drop presented altered gait patterns in affected and unaffected limbs. There were remarkable differences in ankle kinematics and dynamics. After surgical correction, better spatial-temporal and ankle parameters were noted, improving gait mechanics and potentially preventing secondary complications caused by drop foot.

Keywords: Hansen's disease, tendon transfer, foot drop, gait analysis

**LISTA DE FIGURAS**

<b>Nº</b>	<b>DESCRIÇÃO DA FIGURA</b>	<b>PÁGINA</b>
<b>Figura 1</b>	Taxa de detecção geral de casos novos de hanseníase Brasil/100.000 habitantes segundo região de residência, 2011–2020	21
<b>Figura 2</b>	Proporção de casos novos de hanseníase avaliados quanto ao grau de incapacidade física (grau 0, 1 e 2) no momento do diagnóstico. Brasil, 2011-2020	22
<b>Figura 3</b>	Proporção de casos novos de hanseníase avaliados quanto ao grau de incapacidade física no momento do diagnóstico	23
<b>Figura 4</b>	Os três rolamentos do pé e tornozelo durante o ciclo da marcha	26
<b>Figura 5</b>	Fases do ciclo da marcha	27
<b>Figura 6</b>	Modelo virtual dos marcadores do protocolo de Helen Hayes e marcadores reais	36
<b>Figura 7</b>	Posição dos marcadores da coxa e perna	37
<b>Figura 8</b>	Vista da tela principal do software SMART-Capture	38
<b>Figura 9</b>	Tela de processamento do software SMART-Tracker	38
<b>Figura 10</b>	Gráficos demonstrando os dados de cinemática da pelve, quadril, joelho e tornozelo durante o ciclo da marcha.	45
<b>Figura 11</b>	Gráficos demonstrando os momentos sagitais do tornozelo, joelho e quadril durante o ciclo da marcha.	46
<b>Figura 12</b>	Forças de reação do solo	47
<b>Figura 13</b>	Retirada do TTP na sua inserção sobre o navicular e identificação do seu ventre muscular na incisão proximal	55
<b>Figura 14</b>	Extração do TTP através da incisão proximal	55

<b>Nº</b>	<b>DESCRIÇÃO DA FIGURA</b>	<b>PÁGINA</b>
<b>Figura 15</b>	Divisão do TTP em duas fitas (medial e lateral)	56
<b>Figura 16</b>	Reparo das fitas para passagem do TTP através do subcutâneo via circumtibial)	56
<b>Figura 17</b>	Transposição do TTP utilizando a via SC com o tunelizador de tendão	57
<b>Figura 18</b>	Ajuste do tensionamento das fitas do TTP aos sítios de inserção	57
<b>Figura 19</b>	Sutura final das fitas medial e lateral do TTP aos tendões ELH e ELD respectivamente	58
<b>Figura 20</b>	Posição do pé ao final da cirurgia	58
<b>Figura 21</b>	Média e um desvio padrão do movimento do tornozelo durante a marcha no plano sagital.	61

#### LISTA DE TABELAS

<b>Nº</b>	<b>DESCRIÇÃO DA TABELA</b>	<b>PÁGINA</b>
<b>Tabela 1</b>	Dados antropométricos, idade, lado acometido e gênero dos pacientes portadores de hanseníase e pé caído	35
<b>Tabela 2</b>	Média e desvio padrão dos parâmetros espaço-temporais dos pacientes e grupo controle	42
<b>Tabela 3</b>	Parâmetros de cinemática da marcha da pelve, quadril, joelho e tornozelo	43
<b>Tabela 4</b>	Força de reação do solo (FRS), parâmetros de cinética do quadril, joelho e tornozelo (média $\pm$ desvio padrão) e trabalho total do tornozelo	44
<b>Tabela 5</b>	Dados antropométricos, gênero, idade e lado afetado dos pacientes	

<b>Nº</b>	<b>DESCRIÇÃO DA TABELA</b>	<b>PÁGINA</b>
	operados e não operados	52
<b>Tabela 6</b>	Variáveis espaço-temporais antes e após a cirurgia de transposição tendinosa	59
<b>Tabela 7</b>	Dados pré e pós-operatórios dos pacientes operados da nossa amostra	60
<b>Tabela 8</b>	Média dos ângulos de cinemática do tornozelo antes e após a cirurgia de transposição tendinosa	60

#### **LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS**

<b>SIGLA</b>	<b>DESCRIÇÃO</b>
AF	Apoio final
AFO	Ankle foot orthosis
AM	Apoio médio
BF	Balanço final
BI	Balanço inicial
BM	Balanço médio
CEP	Comitê de Ética em Pesquisa
CI	Contato inicial
CMT	Charcot-Marie-Tooth
DF	Dorsiflexão
DMD	Distrofia muscular de Duchenne
ELD	Extensores longos dos dedos

ELH	Extensor longo do hálux
ENMG	Eletroneuromiografia
FP	Flexão plantar
FRS	Forças de reação do solo
FRSv	Componente vertical da força de reação
GC	Grupo controle
GIF	Grau de Incapacidade Física
GIF 0	Grau 0 de Incapacidade Física
GIF 1	Grau 1 de Incapacidade Física
GIF 2	Grau 2 de Incapacidade Física
HG	Grupo de pacientes portadores de hanseníase
MA	Membro afetado
MNA	Membro não afetado
OMS	Organização Mundial da Saúde
PB	Pré-balanço
PC	Peso corporal
PQT	Poliquimioterapia
RC	Resposta à carga
SUS	Sistema Único de Saúde
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
TTP	Tendão tibial posterior
3D	Tridimensional

<b>SUMÁRIO</b>	<b>PÁGINA</b>
<b>1. INTRODUÇÃO</b>	17
1.1 Perguntas de pesquisa	19
1.2 Trajetória profissional e acadêmica do doutorando	19
<b>2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b>	20
2.1 Dados epidemiológicos da hanseníase	20
2.2 Alterações da marcha causada pela neuropatia do fibular comum na hanseníase	23
2.3 Histórico da análise do movimento e ciclo da marcha humana	24
2.3.1 Análise clínica da marcha	28
2.3.2 Análise tridimensional do movimento	29
2.3.3 Modelo biomecânico para análise tridimensional do movimento	29
2.4 Força de reação do solo	30
2.5 Estudos biomecânicos da marcha em pacientes portadores de pé caído	31
<b>3. OBJETIVOS</b>	33
3.1 Objetivos gerais	33
3.2 Objetivos específicos	33
<b>4. MÉTODOS</b>	33
4.1 Aspectos éticos e local do estudo	33
4.2 Desenho do estudo	34
<b><i>CAPÍTULO 1</i></b>	34
<b>AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA PRÉ-OPERATÓRIA DE PACIENTES PORTADORES DE HANSENÍASE E PÉ CAÍDO</b>	
4.3 População de Estudo	34
4.4 Coleta de dados	35
4.4.1 Posicionamento de marcadores	35

4.4.2 Cinemática e Cinética	37
4.4.3 Processamento	37
<b>5. DEFINIÇÃO DE VARIÁVEIS</b>	39
<b>6. MÉTODOS ESTATÍSTICOS</b>	40
<b>7. RESULTADOS</b>	41
7.1 Dados de cinemática	41
7.2 Dados de cinética	41
<b>8. DISCUSSÃO</b>	47
<b><i>CAPÍTULO 2</i></b>	51
<b>ESTUDO OBSERVACIONAL DE COORTE PROSPECTIVO DE PACIENTES PORTADORES DE HANSENÍASE E PÉ CAÍDO SUBMETIDOS À TRANSPOSIÇÃO TENDINOSA</b>	
<b>1. MÉTODOS</b>	51
<b>2. PREPARO PRÉ-OPERATÓRIO E REABILITAÇÃO PÓS-TRANSPOSIÇÃO TENDINOSA</b>	52
<b>3. FUNÇÃO DO TENDÃO TIBIAL POSTERIOR E SUA UTILIZAÇÃO COMO DORSIFLEXOR DO TORNOZELO</b>	53
3.1 Técnica cirúrgica para transposição do tendão tibial posterior para o dorso do pé	54
<b>4. VARIÁVEIS ANALISADAS</b>	59
<b>5. RESULTADOS</b>	59
5.1 Descrição dos resultados pós-operatórios caso a caso	61
<b>6. DISCUSSÃO</b>	67
<b>7. CONSIDERAÇÕES FINAIS</b>	70
<b>8. LIMITAÇÕES</b>	70
<b>9. CONCLUSÕES</b>	71

**10. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

72

**APÊNDICE** Artigo



## 1. INTRODUÇÃO

A Hanseníase é uma doença infecciosa crônica causada pelo *Mycobacterium leprae*. A lesão nervosa é característica fundamental de sua patogênese causada pela afinidade do *M. leprae* ao sistema nervoso periférico, invadindo as células de Schwann (FOSS 1999), com dano neural irreversível caso não seja estabelecido o diagnóstico precoce e instituído o tratamento apropriado (OOI; SRINIVASAN 2004) (RODRIGUES; LOCKWOOD, 2011) . Além disto, De Castro et al (2014) demonstrou que a progressão do dano neural pode continuar mesmo após o tratamento com a poliquimioterapia específica (PQT), causando incapacidades físicas com consequências no trabalho e na vida social.

O nervo fibular comum é frequentemente afetado pela hanseníase, podendo ser acometido em seus ramos profundo e superficial, geralmente ao nível do colo da fíbula. A lesão do ramo profundo causa perda de força dos músculos tibial anterior, extensor do hálux e dos dedos, que impossibilita a dorsiflexão do pé (pé caído ou equino) e extensão dos dedos. Quando o ramo superficial também é lesado, há perda de força dos músculos fibulares longo e curto, que realizam a eversão do pé e este, então, irá se posicionar em inversão causando a deformidade característica em equino e varo (POAGE; ROTH; SCOTT, 2016). O pé caído leva a um padrão anormal de marcha conhecido como “*steppage gait*”, com a flexão excessiva do quadril e joelho durante a fase de balanço para retirar o pé do solo. Esse padrão de locomoção pode provocar instabilidade, a qual pode predispor a entorses de tornozelo e quedas (KRISHNAMURTHY; IBRAHIM, 2019). Inicialmente, a deformidade é flexível, ou seja, o equino pode ser passivamente corrigido até a posição neutra através de manipulação manual. Porém com o passar do tempo pode surgir rigidez articular praticamente impossibilitando uma marcha funcional e favorecendo o aparecimento de complicações como úlceras plantares , osteomielite e reabsorção óssea, o que eventualmente pode levar até a amputação do membro (COHEN; DE MIRANDA, 2020).

A instabilidade durante a marcha induz estratégias compensatórias evidenciadas pela redução da velocidade do movimento, diminuição do comprimento do passo, aumento na base de apoio para melhor equilíbrio, quando comparada à indivíduos saudáveis (BALABAN; TOK, 2014a; LI; FRANCISCO; ZHOU, 2018; WISZOMIRSKA et al., 2017) . As formas de tratamento utilizadas nos casos de paralisia irreversível do nervo

fibular comum incluem o uso de órteses tipo AFO (*ankle-foot orthosis*) (SHEFFLER et al., 2006; GEBOERS et al., 2002), estímulo elétrico funcional (VOIGT; SINKJAER, 2000) ou transferências tendinosas cirúrgicas (POAGE; ROTH; SCOTT, 2016; PRAHINSKI et al., 1996; LINGAIAH et al., 2018; KRISHNAMURTHY; IBRAHIM, 2019) enquanto a deformidade ainda é flexível. Entretanto, devido à falta de tratamento especializado em diversas áreas do Brasil, uma proporção significativa de pacientes portadores de hanseníase e pé caído não são assistidos, causando uma adaptação neuromuscular necessária para manter o indivíduo em movimento. (SIMONSEN et al., 2010; WISZOMIRSKA et al., 2017; GOODMAN et al., 2004)

Diversos estudos de marcha com análise tridimensional (3D) do movimento em pacientes portadores de pé caído de causas neurológicas diversas foram publicados, incluindo Charcot-Marie-Tooth (CMT) (NEWMAN et al., 2007) (DON et al., 2007), acidente vascular cerebral (SHEFFLER et al., 2006) (PRENTON et al., 2018), distrofia muscular de Duchenne (DMD) (GOUDRIAAN; VAN DEN HAUWE; DEKEERLE, et al., 2018) (GOUDRIAAN; VAN DEN HAUWE; SIMON-MARTINEZ, et al., 2018), paralisia cerebral (KARUNAKARAN et al., 2019), hérnia discal e lesão traumática do nervo fibular comum (BŁAŻKIEWICZ et al., 2017). Entretanto, nenhum estudo analisou as alterações biomecânicas da marcha em pacientes com paralisia do nervo fibular comum causada por Hanseníase, havendo uma escassez na literatura sobre como as alterações motoras e sensitivas causadas pela hanseníase afeta os pacientes portadores de pé caído e se os mecanismos compensatórios nesses pacientes correlacionam-se com os estudos previamente descritos de pacientes não-hansênicos com pé caído.

A correção do pé caído na hanseníase com transposição tendinosa para o dorso do pé utilizando o tendão tibial posterior (TTP) está bem estabelecida na literatura (BARI; ISLAM; HAQUE, 1996; HALL, 1977). Diversos estudos relatam bons resultados funcionais após o tratamento cirúrgico (HOVE; NILSEN 1998; SOARES 1996; ISHIDA; LWIN; MYINT 2007; COHEN et al., 2022) fazendo com que a maioria dos pacientes não mais utilizem órteses ou qualquer outro suporte para deambulação. Entretanto, nenhum deles utilizou avaliação cinemática e parâmetros espaço-temporais após a transposição tendinosa em pacientes portadores de hanseníase. Além disso ainda é desconhecido se o tendão tibial posterior pode se adaptar à um novo padrão de ativação e funcionar como um dorsiflexor ativo após ser transferido para o dorso do pé em pacientes portadores de hanseníase. (DREHER et al., 2014b)

Em todo o Brasil, há serviços que utilizam as cirurgias reabilitadoras em hanseníase como rotinas do programa. No Hospital Universitário Clementino Fraga Filho, realiza-se anualmente uma oficina, cujo objetivo é capacitar equipes completas compostas por médicos clínicos, enfermeiros, terapeutas físicos e cirurgiões ortopedistas, gerais ou neurocirurgiões com o objetivo de que estas cirurgias sejam ofertadas na rotina dos programas de reabilitação em hanseníase. Esta oficina conta com o apoio e o incentivo do Ministério da Saúde e esta mesma modalidade de oficina já foi realizada de maneira descentralizada em vários estados do Brasil, incluindo Rio de Janeiro, Paraná, Pernambuco, Mato Grosso, entre outros.

Este estudo se propõe a analisar a marcha de pacientes portadores de hanseníase e pé caído através da observação de parâmetros espaço-temporais, forças de reação do solo, cinemáticos e cinéticos nas articulações dos tornozelos, joelhos e quadris. Adicionalmente, uma análise dos resultados cinemáticos e parâmetros espaço-temporais após a transposição tendinosa utilizando o tendão tibial posterior será apresentada.

## **1.1 PERGUNTAS DE PESQUISA**

- Quais as alterações de cinemática, cinética e parâmetros espaço-temporais de pessoas acometidas de pé caído por hanseníase?
- Quais as modificações de cinemática, cinética e parâmetros espaço-temporais após a correção cirúrgica de pé caído de pessoas com hanseníase?

## **1.2 TRAJETÓRIA PROFISSIONAL E ACADÊMICA DO DOUTORANDO**

Filho e neto de ortopedistas, ingressou para a residência de ortopedia e traumatologia apaixonando-se pela complexidade e biomecânica do pé e tornozelo. Após sua especialização em cirurgia do pé nos EUA, foi convidado para coordenar o ambulatório de cirurgia do pé como staff do hospital universitário Clementino Fraga Filho. Passou a dedicar-se aos cuidados dos pacientes acometidos por hanseníase com deformidades dos pés, assim despertando sua curiosidade e percebendo a relevância dos aspectos cirúrgicos relacionados às sequelas provocadas pela neuropatia nos membros inferiores. Após a obtenção do seu título de mestrado focado nessa área, sua motivação para o doutorado foi uma extensão natural do seu profundo interesse em aprimorar seus resultados após

cirurgias reparadoras dos membros inferiores e uma melhor compreensão das diversas alterações do aparelho locomotor provocadas pelo *M. leprae*.

## **2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA**

A hanseníase é uma doença infectocontagiosa crônica, transmissível, de notificação compulsória e investigação obrigatória em todo o território nacional (BRASIL MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2020). É causada pelo *Mycobacterium leprae*, bacilo que tem predileção pela pele e pelos nervos periféricos. É a neuropatia periférica que causa mais deformidades, dentre todas as doenças infectocontagiosas (ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE OMS, 2020) , levando a discriminação e estigmatização dos indivíduos acometidos pela doença.

O *Mycobacterium leprae* é um bacilo de crescimento lento, com tempo de geração de 12 a 14 dias, com período de incubação de dois a quatro anos, crescendo melhor à 30 graus centígrados e por isso prefere as áreas mais quentes do corpo. O *M leprae* tem alta infectividade, porém tem baixa patogenicidade e virulência (WILDER-SMITH; VAN BRAKEL, 2008).

A detecção precoce da doença e o tratamento com a PQT continuam sendo os princípios norteadores do controle da hanseníase. Entretanto, novas estratégias mundiais, focadas no acesso e na qualidade da assistência aos portadores da doença, ganharam força nos últimos anos com o objetivo de tentar reduzir a morbidade associada a doença. (ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE OMS, 2022).

### **2.1 DADOS EPIDEMIOLÓGICOS DA HANSENÍASE**

Apesar de todos os avanços no controle da hanseníase no Brasil, ela ainda é endêmica no país, e juntamente com Índia e Indonésia , são responsáveis por 74,5% dos novos casos de hanseníase detectados no mundo em 2021.(BRASIL. MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2022) . Em 2021, foram registrados 18.318 casos novos de hanseníase no Brasil com uma prevalência de 22.426 ( ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE OMS, 2022). A taxa de detecção de casos novos vem reduzindo gradativamente, passando de 18,2 por 100.000 habitantes em 2010 para 13,2 por em 2019 e 8,5 em 2021. O ano de 2020 apresentou maior redução da taxa de detecção geral, com 17.979 casos novos detectados no país, o que pode estar relacionado aos efeitos do menor número de diagnósticos causado pela

sobrecarga dos serviços de saúde e pelas restrições durante a pandemia da covid-19 (Figura 1).

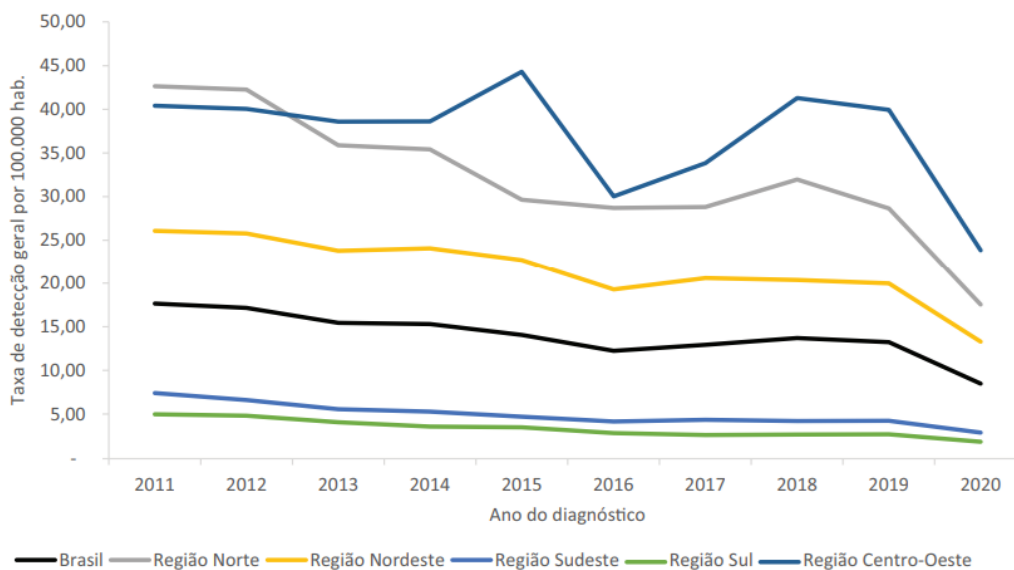


Figura 1: Taxa de detecção geral de casos novos de hanseníase Brasil/100.000 habitantes segundo região de residência, 2011 – 2020. Fonte: Brasil. Ministério da saúde, 2022.

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 física (GIF) 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). O grau 0 corresponde à ausência de incapacidades (sem alterações sensitivo-motoras), o grau I já evidencia alterações de sensibilidade da planta dos pés indicando algum grau de comprometimento neural, enquanto que o grau II denota a presença de deformidades dos pés causado por fraqueza e/ou atrofia muscular incluindo o pé caído e a garra dos artelhos. Essas deformidades estão relacionadas à classificação da doença, tempo de evolução e ocorrência de reações hansênicas. (BRASIL MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2019). 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). No Brasil, de 2011 a 2021, foram diagnosticados 21.700 casos novos de hanseníase com grau 2 de incapacidade física. Dentre os casos novos detectados

em 2021, 1.737 já possuíam grau 2 de incapacidade física no momento do diagnóstico. (Figura 2).

A proporção de GIF 2 observada foi de 7,1% em 2011 e 10,0% em 2020 no momento do diagnóstico, com incremento de 40,8% e mudança no parâmetro de endemicidade, que passou de médio para alto. A proporção de casos novos de hanseníase diagnosticados com grau 2 é um importante indicador para avaliar o diagnóstico tardio (Figura 3).

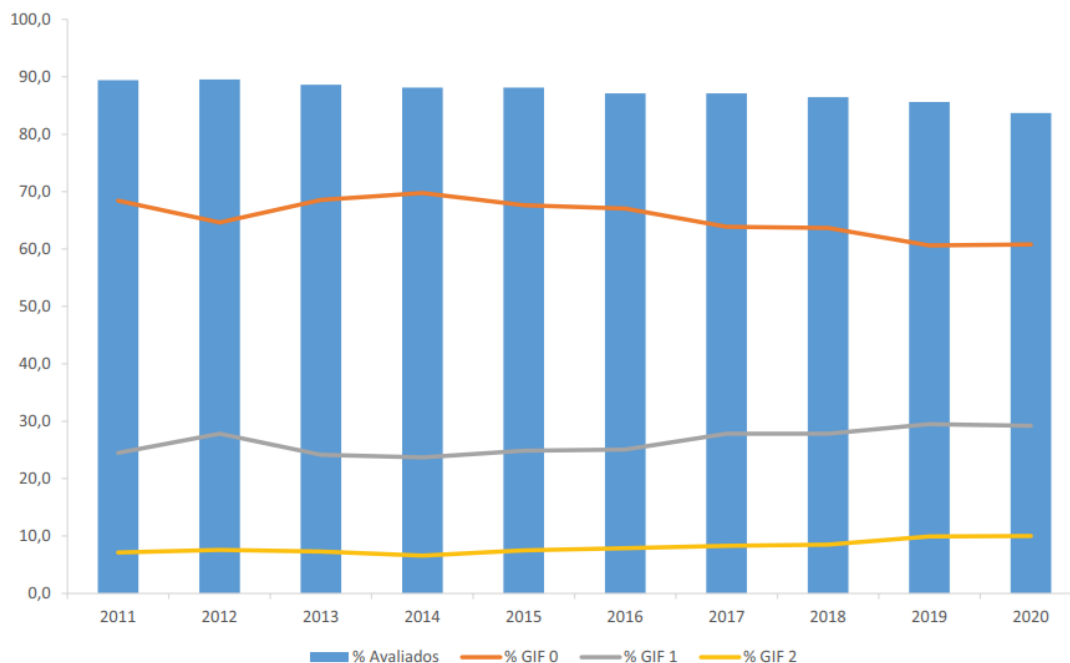


Figura 2: Proporção de casos novos de hanseníase avaliados quanto ao grau de incapacidade física (grau 0, 1 e 2) no momento do diagnóstico. Brasil, 2011 a 2020. Eixo x: ano, eixo y: grau de incapacidade (em %). Fonte: Boletim hanseníase 2022 Ministério da Saúde.

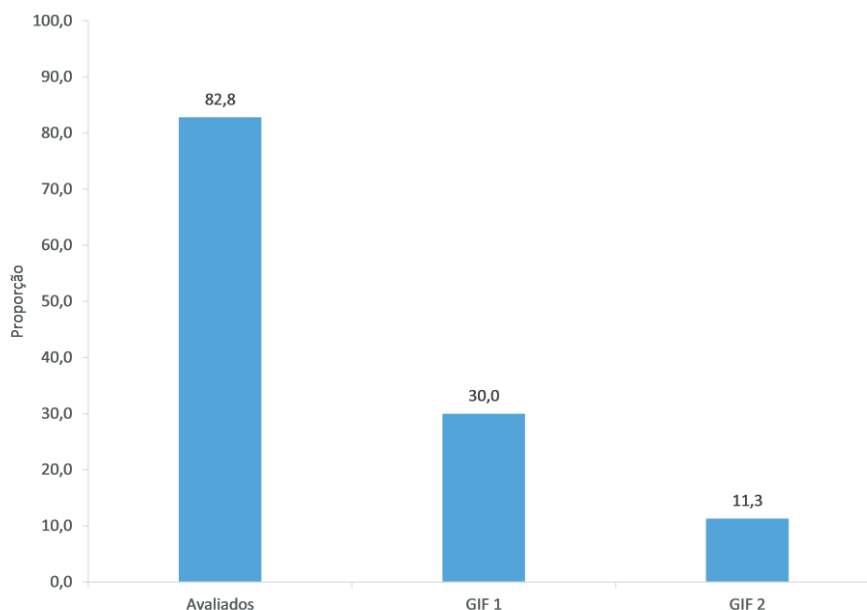


Figura 3: Proporção de casos novos de hanseníase avaliados quanto ao grau de incapacidade física GIF (grau 1 e 2) no momento do diagnóstico em 2020. Brasil, 2021.

## **2.2 ALTERAÇÕES DA MARCHA CAUSADA PELA NEUROPATIA DO FIBULAR COMUM NA HANSENÍASE**

O comprometimento neurológico em pacientes com hanseníase está presente em todas as formas clínicas da doença. Segundo Scollard et al (2015), o acometimento decorre, principalmente, de quatro possíveis mecanismos: (1) presença do bacilo ou de seus antígenos no nervo; (2) traumas nas regiões superficiais de troncos nervosos; (3) aumento da pressão intraneural e (4) vasculite da vasa nervorum (descontinuidade endotelial, espessamento da membrana basal e paredes vasculares edemaciadas), gerando obliteração do vaso com resultante isquemia do nervo (SCOLLARD;TRUMAN;EBENEZER, 2015).

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 (OOI; SRINIVASAN, 2004; WILDER-SMITH; VAN BRAKEL, 2008). Um dos nervos frequentemente comprometidos é o nervo fibular comum ao nível do colo da fíbula. Nessa região, o nervo sofre compressão pela fita fibrosa da faixa crural profunda ao passar dentro do canal fibular e sob a arcada fibrosa do músculo fibular longo, desta maneira podendo comprometer seus ramos superficial e profundo. Com o acometimento do ramo profundo, existirá déficit 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 contração e consequente força desses músculos. Portanto, haverá alteração no padrão da marcha.(KARUNAKARAN et al., 2019; PRENTON et al., 2018) 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 à um nível maior que o normal, para garantir que o pé se afaste do solo na fase de balanço (POAGE; ROTH; SCOTT, 2016).

Tais incapacidades podem surgir mesmo naqueles pacientes já tratados previamente com a 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; DE CASTRO et al., 2014). O acometimento associado do nervo tibial poderá provocar fraqueza da musculatura intrínseca do pé e perda da sensibilidade protetora plantar, as quais juntamente com o pé caído predis põem ao aparecimento de úlceras e garra dos dedos (OOI; SRINIVASAN, 2004).

O pé caído e a garra dos dedos apresentam-se como deformidades flexíveis na ocasião do diagnóstico. Tais deformidades, quando já instaladas, frequentemente necessitam de tratamento cirúrgico para melhora da função e prevenção de deformidade secundárias (COHEN; DE MIRANDA, 2020). 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 a presença de rigidez implica na utilização de métodos de salvamento , necessitando de artrodese da articulação acometida com consequente perda da função articular.

### **2.3 HISTÓRICO DA ANÁLISE DO MOVIMENTO E CICLO DA MARCHA HUMANA**

O estudo da marcha humana remonta a antiguidade. Aristóteles (384-322 AC) foi o primeiro a examinar e escrever sobre movimentos complexos, como correr e andar, escrevendo o primeiro livro de biomecânica intitulado “Sobre o movimento dos animais”. Leonardo da Vinci (1452-1519) descreveu a mecânica corporal incluindo o ortostatismo e a marcha, incluindo estudos anatômicos em cadáver com a descrição de ossos, músculos e articulações. Galileu (1564-1642) estudou a ação de corpos em queda e forneceu a base para a análise mecânica do movimento, foi o pioneiro no estudo do salto humano e Borelli



(1608-1679) é considerado o pai de biomecânica, propondo uma estimativa do centro de gravidade humana e desenvolvendo o que chamou de “Du Moto Animalium” usando a geometria para a descrição da marcha, corrida e salto. No século XIX, houve um grande avanço no entendimento da marcha humana, os irmãos Weber conceberam algumas observações que estabeleceram parâmetros cinemáticos da marcha, sendo os primeiros a estudar a trajetória do centro de gravidade durante o movimento, e Étienne-Jules Marey (1830-1904) desenvolveu o primeiro laboratório de marcha utilizando plataformas de força, cinematografia e sincronização. Ainda neste século, Muybridge (1838-1904) contribuiu para o estudo da locomoção, aplicando metodologias de medição à marcha, quantificação da atividade elétrica muscular e a aplicação de princípio de engenharia à locomoção humana. Em 1895, Braune e Fisher publicaram o livro *Der Gang des Menschen*, incorporando os conceitos de trajetórias tridimensionais, velocidades e acelerações de diferentes segmentos do corpo (FISCHER; BRAUNE 1899). Em 1924 e Elftman em 1938 desenvolveram as primeiras plataformas de marcha (LEVINE; RICHARDS; WHITTLE, 2012). Nos anos 1940, Scherb na Suíça estudou a musculatura e sua ativação durante a marcha utilizando eletromiografia (VERA, 1999).

A marcha usa uma sequência de movimentos repetidos para mover o corpo para frente, enquanto simultaneamente mantém o equilíbrio corporal (PERRY; BURNFIELD, 2010). Essa sequência de movimento é descrita como ciclo da marcha, que representa a ação repetida de eventos em fase dos membros inferiores. O ciclo da marcha possui alguns requisitos para que possa ocorrer de maneira adequada: integridade musculoesquelética, controle neurológico, equilíbrio e a locomoção propriamente dita (LEVINE; RICHARDS; WHITTLE, 2012). Geralmente, cada ciclo de marcha é definido pelo intervalo de tempo de uma passada que corresponde ao toque inicial do pé no solo até o próximo toque inicial do mesmo membro. O passo corresponde à distância percorrida entre o contato inicial de um pé no solo até o contato inicial do pé oposto no solo (LEVINE; RICHARDS; WHITTLE, 2012).

O ciclo da marcha é dividido em duas fases: a fase de apoio, onde o pé está em contato com o solo e a fase de balanço na qual o pé não está em contato com o solo (Figura 4). 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 inicial, apoio simples, e duplo apoio final. A fase de balanço também pode ser subdividida em três: balanço inicial, balanço médio e balanço terminal (YIOU et al., 2017).

Durante o apoio, o pé e tornozelo apresentam 3 fases conhecidas como rolamentos ou *rockers*. O primeiro *rocker* ocorre no contato inicial realizado normalmente com o calcanhar, a seguir o pé realiza uma flexão plantar controlada através da contração excêntrica dos dorsiflexores. Essa primeira fase encontra-se alterada nos pacientes portadores de pé caído onde o contato inicial com solo ocorre de forma abrupta com o antepé, não ocorrendo a acomodação gradual do pé ao solo devido à ausência da musculatura do compartimento anterior da perna. O segundo *rocker* caracteriza-se pelo avanço da tibia sobre o tornozelo com o pé fixo ao solo. No terceiro *rocker*, ocorre a flexão plantar do tornozelo e metatarso-falângicas culminando na elevação do calcanhar e desprendimento dos dedos.(PERRY; BURNFIELD, 2010).

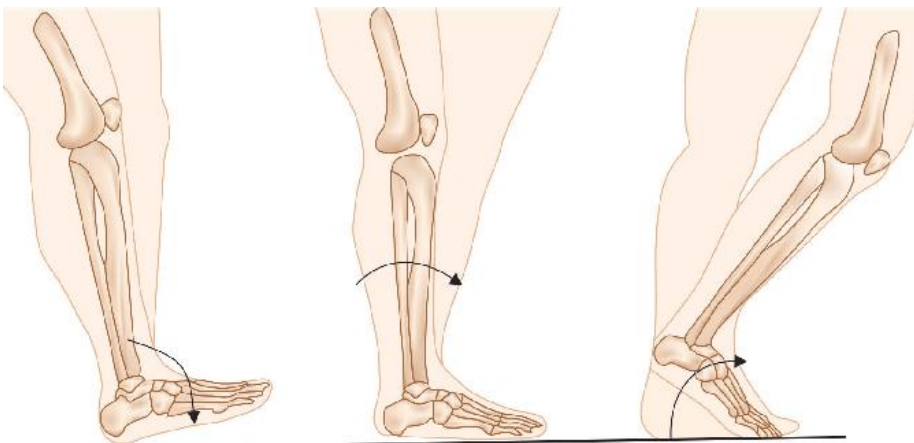


Figura 4: Os três rolamentos do pé e tornozelo durante o ciclo da marcha. Fonte: Foot Biomechanics and Relation to the Gait Cycle: Dhillon S, Dhillon MS, Sivaraman A, Gowda PK, Chhabra M, Kumar P. JFAS 10.5005/jp-journals-10040-1093.

A resposta à carga é a tarefa mais exigente a qual envolve a transferência do peso corporal, absorção de choque e desaceleração, onde o membro que acaba de tocar o solo recebe as forças de reação do solo (PERRY; BURNFIELD, 2010). A resposta a carga representa 10% do ciclo da marcha, delimitada até o fim do apoio duplo inicial. A fase de apoio possui mais 3 fases, o apoio médio, o apoio terminal, e pré-balanço correspondendo

de 10% a 30%, de 30% a 50% e 50% a 60% do ciclo da marcha, respectivamente (LEVINE; RICHARDS; WHITTLE, 2012).

O início do apoio médio ocorre com a perda do contato dos dedos do pé do membro oposto do solo (primeira parte do período de apoio unilateral), e encerra-se no momento em que a projeção do centro de gravidade sobrepõem o vetor da força de reação vertical do solo (DUBIN 2014).

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 (período de duplo apoio terminal). 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 fases: balanço inicial, balanço médio e balanço terminal correspondendo de 60% a 73%, 73% a 87% e 87% a 100% do ciclo da marcha respectivamente (PERRY;BURNFIELD, 2010).

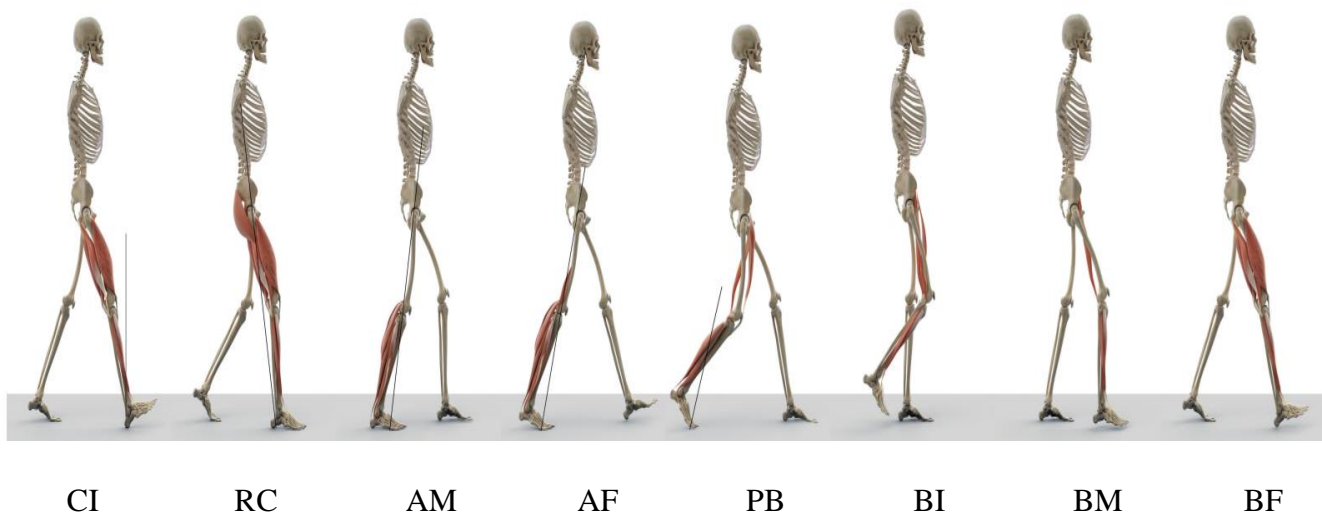


Figura 5: Fases do ciclo da marcha: CI – contato inicial, RC- resposta à carga, AM- apoio médio, AF --apoio final, PB-pré-balanço, BI- balanço inicial, BM-balanço médio, BF- balanço final. Fonte: PRO.vision TWIN, 2D and 3D – innovative systems for video-based gait analysis.

### **2.3.1 ANÁLISE CLÍNICA DA MARCHA**

A análise observacional da marcha baseia-se na simples inspeção do indivíduo ao caminhar. Existe uma tendência natural de focarmos nos eventos mais óbvios enquanto não percebemos as alterações mais sutis, as quais podem ser muito significantes. Durante o processo de análise visual, inicialmente é feita uma observação geral para “sentir” a fluidez da marcha, para então tentar perceber os múltiplos eventos nas diferentes articulações, começando do pé em direção ao tronco. Após as observações em cada fase da marcha, as alterações impeditivas da aceitação de carga e avanço do membro são identificadas.

Entretanto, a análise visual possui várias limitações: é transitória (sem registro permanente), o olho humano não observa eventos em alta velocidade, somente é possível observar movimentos e não forças, e depende inteiramente na habilidade do observador. A simples observação da marcha, notando suas alterações possui pouco valor e deve ser sempre combinada com o exame físico e anamnese do paciente, dependendo da experiência do observador. Essa avaliação é frequentemente não-sistemática e o máximo que se espera obter é uma impressão geral de quão bem o paciente caminha, e talvez alguma ideia de um ou dois dos problemas principais.

Uma análise clínica mais precisa da marcha pode ser feita através de filmagem com câmeras de vídeo na vista frontal e lateral, sendo necessários um gravador e um monitor. Desta forma é possível obter informações a partir da análise de movimento através da observação da magnitude dos picos angulares (altos e baixos) experimentados pela articulação estudada em câmera lenta. Como a demanda funcional do balanço e apoio são muito diferentes, o padrão de movimento dessas duas fases da marcha é analisado separadamente. A análise clínica do movimento poderá definir a magnitude e o *timing* da ação individual de cada articulação. Entretanto, a análise bidimensional (vista frontal e lateral) não permite a observação de movimentos que ocorrem no plano transversal, isto é, as alterações rotacionais dos membros inferiores e pelve durante o ciclo da marcha.

### **2.3.2 ANÁLISE TRIDIMENSIONAL DO MOVIMENTO**

A análise de marcha tridimensional fornece uma avaliação muito mais objetiva dos parâmetros cinemáticos através do uso de câmeras de infravermelho, as quais detectam a posição espacial de marcadores reflexivos, onde o programa de computador calcula a

relação entre as posições tridimensionais conhecidas dos marcadores durante a calibração do objeto e a posição bidimensional destes marcadores no campo de visão das câmeras . Quando o sujeito caminha em frente das câmeras, o processo de calibração é revertido e as posições tridimensionais são calculadas para os marcadores fixos nos membros do paciente, desde que eles sejam visíveis por pelo menos duas câmeras. Quando o sistema de avaliação cinemática é combinado com a plataforma de força (sistema cinético), é possível realizar cálculos de dinâmica inversa e desta maneira calcular os momentos articulares, visto que a relação entre os segmentos dos membros inferiores e o vetor de força de reação do solo são conhecidos.

Essas informações irão formar a base para uma tomada de decisão clínica, podendo ajudar no diagnóstico da marcha anormal e ser usada para documentar a condição do paciente. Nos casos de marcha patológica, o padrão de marcha exibido pelo paciente não é inteiramente o resultado direto da patologia, mas sim o resultado final do problema original combinado com a habilidade do paciente de compensá-la.

### **2.3.3 MODELO BIOMECÂNICO PARA ANÁLISE TRIDIMENSIONAL DO MOVIMENTO**

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 tridimensional 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 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; RAMAKRISHNAN; WOOTTEN, 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 1992).

## **2.4 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; NADAL, 2009). O componente vertical da força de reação (FRS<sub>v</sub>) é o mais relevante, especialmente para compensar a ação da gravidade e preservar o centro de massa à uma altura acima da superfície de contato (NILSSON; THORSTENSSON, 1989). 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 (JOHNSON; OUTERLEYS; DAVIS, 2021).

A colisão do pé que se encontrava na fase de balanço gera um grande pico vertical de reação do solo. A amplitude deste pico pode alcançar aproximadamente 1.2 à 1.4 vezes o peso corporal. (HORWOOD; CHOCKALINGAM, 2023). A flexão do joelho durante o apoio tem efeito importante na redução destas forças de reação do solo. Após o primeiro pico vertical da FRS, ocorre uma aceleração do centro de massa do corpo contra a gravidade, que se eleva durante o apoio médio. Isto faz com que as forças direcionadas

para o solo pelo corpo diminua, assim reduzindo as FRS. O seu ponto mais baixo em torno de 50% da fase de apoio alcançando 0.7 vezes o peso corporal. A seguir, o centro de massa inicia uma aceleração para baixo e juntamente com a força de flexão plantar contra o solo durante o desprendimento do calcâneo, faz com que ocorra um segundo pico vertical de FRS, o qual atinge cerca de 1.2 x o peso corporal (similar ao primeiro pico vertical).

A representação dos vetores verticais da FRS durante o período de apoio dá origem a um diagrama que se assemelha às asas de uma borboleta. Cada um desses vetores é aplicado mais distalmente do que anterior e aponta em direção ao centro de massa corporal. Exceto durante as primeiras medidas nas quais o primeiro vetor não aponta em direção ao centro de massa no início do contato, mas em uma direção vertical, revelando o caráter de queda livre experimentado durante o balanço. (HORWOOD; CHOCKALINGAM, 2023)

## **2.5 ESTUDOS BIOMECÂNICOS MAIS RELEVANTES DA MARCHA EM PACIENTES PORTADORES DE PÉ CAÍDO**

Voigt e Sinkjaer (2000) publicaram o primeiro estudo de cinética de portadores de pé caído em pacientes hemiplégicos. Os parâmetros da marcha foram mensurados com e sem estimulação elétrica funcional. Um aumento da dorsiflexão do tornozelo no lado afetado durante a fase de balanço e um aumento na velocidade da marcha foram observados com a estimulação, porém a estimulação elétrica não modificou os ângulos articulares, momentos e potência, desta maneira não havendo melhora na simetria da marcha.

De Marchi et al (2000) apresentaram seus resultados após a transposição do tibial posterior em pacientes portadores de lesão traumática do nervo fibular comum. Utilizando estudo de cinemática e eletromiografia (EMG), eles observaram melhora de todos os parâmetros espaço-temporais da marcha (velocidade, tamanho e duração do passo), melhora da posição do tornozelo no contato inicial. A EMG demonstrou a contração fisiológica do TTP durante a fase de apoio, porém também notaram um segundo pico de contração na fase final do balanço.

Newman et al (2007) observaram a presença de pé caído na fase de balanço, ausência de flexão plantar durante o desprendimento do calcâneo e aumento da supinação em pacientes portadores de Charcot-Marie-Tooth. Além disto, estes autores notaram rotação

interna excessiva do joelho e/ou tibia, hiperextensão do joelho, rotação externa excessiva e diminuição da adução nos quadris durante a fase de apoio.

Simonsen et al (2010) observaram um aumento significativo no momento extensor do joelho na perna afetada em pacientes com pé caído. Wiszomirska et al (2017) e Blazkiewicz (2017) demonstraram que a principal alteração é o pequeno arco de movimento de dorsiflexão do tornozelo durante os primeiros 10% do ciclo da marcha, provocando uma hiperextensão do joelho como mecanismo compensatório.

Dreher et al (2014) utilizando análise tridimensional da marcha, demonstraram que após a transposição do tendão tibial posterior para o dorso do pé em pacientes portadores de CMT, o TTP aparentemente funciona de forma ativa. Eles observaram melhora da dorsiflexão do tornozelo durante o balanço associada à redução da flexão plantar máxima na transição apoio-balanço, a qual pode indicar um efeito tenodesante.

Goudriaan et al (2018) encontraram um aumento significativo da flexão do joelho durante a fase de balanço e um aumento da flexão de quadril em ambas as fases de apoio e balanço em crianças portadoras de Distrofia Muscular de Duchenne.

Blazkiewicz (2019) descreveram a distribuição da força muscular em pacientes com pé caído. Maiores valores para os flexores plantares e inversores durante todo o ciclo da marcha foram notados. Além disto, em resposta a ausência de dorsiflexão, maior força muscular também foram observadas nos flexores do joelho e flexores, extensores e adutores do quadril. Porém, os autores não mostraram as diferenças entre os lado afetado e não-afetado.

Gambelli et al (2023) avaliaram pacientes portadores de distrofia facioscapulohumeral com pé caído. Diminuição da velocidade da marcha e do comprimento do passo foram observados em todos os pacientes e maior flexão plantar do tornozelo durante o balanço com conseqüente dificuldade na liberação dos dedos naqueles com fraqueza severa do tibial anterior, assim podendo aumentar o risco de quedas nesse grupo de pacientes. Não foram evidenciadas diferenças significativas nos ângulos do joelho e quadril.



### **3. OBJETIVOS**

#### **3.1 OBJETIVO GERAL:**

-Analisar as alterações de cinemática, cinética e parâmetros espaço-temporais de pacientes com pé caído acometidos por hanseníase antes e após a correção cirúrgica com a transposição tendinosa utilizando o tibial posterior.

#### **3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS:**

-Analisar a marcha de pacientes com pé caído acometidos por hanseníase através da observação de valores angulares, torques nas articulações dos tornozelos, joelhos e quadris.

- Comparar os resultados obtidos entre o membro afetado e não afetado dos pacientes com o lado dominante do grupo controle.

- Interpretar os dados cinemáticos pré e pós-operatórios de parte da amostra submetida à transposição tendinosa do tibial posterior e comparar os resultados com o grupo controle.

### **4. MÉTODOS**

#### **4.1 ASPECTOS ÉTICOS E LOCAL DO ESTUDO**

Este estudo está em conformidade com as recomendações éticas contidas na resolução CNS 466/12, tendo sido previamente submetido e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) do HUCFF-UFRJ sob parecer CAAE 24952119.0.0000.5257. A pesquisa somente foi iniciada após sua aprovação por este comitê.

Nenhuma informação pessoal que permita a identificação dos participantes foi e nem será divulgada. Os procedimentos realizados nesta pesquisa já foram aplicados em outros estudos na literatura e todos os pacientes submetidos à correção cirúrgica do pé caído assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido dos benefícios e riscos inerentes ao procedimento cirúrgico.

Este estudo não implicou em nenhum custo financeiro para os sujeitos de pesquisa e nenhuma remuneração foi oferecida aos mesmos direta ou indiretamente. O local do estudo foi no laboratório de Marcha da COPPE.

## **4.2 DESENHO DO ESTUDO**

Trata-se de um estudo realizado em 2 etapas: a primeira do tipo observacional e transversal com observação dos parâmetros biomecânicos da marcha em pacientes portadores de hanseníase e pé caído e a segunda observacional do tipo de coorte longitudinal com análise de parâmetros espaço-temporais e cinemáticos após a cirurgia de transposição tendinosa.

### ***CAPÍTULO 1***

## **AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA PRÉ-OPERATÓRIA DE PACIENTES ACOMETIDOS POR HANSENÍASE E PÉ CAÍDO**

### **4.3 POPULAÇÃO DE ESTUDO**

O processo de amostragem foi do tipo não probabilística, considerando a conveniência e acessibilidade. Foram incluídos neste estudo pacientes portadores de hanseníase selecionados do ambulatório de pé e tornozelo do HUCFF apresentando pé caído unilateral devido à lesão irreversível do nervo fibular comum. Uma amostra de 12 pacientes com idade média de 46,9 anos, altura 168,5 cm, e massa corporal 81,9 kg foi avaliada (Tabela 1). Todos os pacientes completaram o tratamento medicamentoso preconizado pelo ministério da Saúde e não apresentaram nenhuma reação inflamatória durante os últimos 12 meses. Os critérios de inclusão foram a presença de pé caído com lesão irreversível do nevo fibular comum (definida clinicamente como ausência completa de dorsiflexão e eversão ativas do pé) , mínimo de 18 anos , ausência de qualquer deformidade dos membros ou cirurgias prévias (exceto neurólise do nervos tibial e/ou fibular comum) e capazes de deambular sem o auxílio de muletas ou órteses. Os critérios de exclusão foram a presença de úlceras plantares ativas ou infecções acometendo a região do pé e tornozelo, e alterações da marcha concomitantes devido à outras patologias acometendo o aparelho osteoarticular.

Voluntário	Gênero	Idade	Lado	Estatura(cm)	Peso(kg)
1	Feminino	31	E	163	81
2	Feminino	29	D	160	67
3	Masculino	46	D	175	99
4	Masculino	34	E	176	116
5	Masculino	51	D	170	109
6	Masculino	47	E	173	89
7	Masculino	42	D	185	92
8	Masculino	44	E	167	54
9	Masculino	51	D	174	91
10	Masculino	65	D	160	60
11	Feminino	65	D	160	60
12	Masculino	58	D	159	65

Tabela 1: Dados antropométricos, idade, lado acometido e gênero dos pacientes portadores de hanseníase e pé caído.

#### 4.4 COLETA DE DADOS

Os pacientes compareceram ao laboratório de biomecânica da COPPE, sendo submetidos às seguintes medições antropométricas: massa, estatura, largura e profundidade da pelve e diâmetros do joelho e do tornozelo. 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.

##### 4.4.1 POSICIONAMENTO DE MARCADORES

Utilizamos o protocolo de *Helen Hayes* que 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 ilíacas ântero-superiores e sacro. Na Figura 6 estão mostrados o posicionamento virtual e real dos marcadores respectivamente.

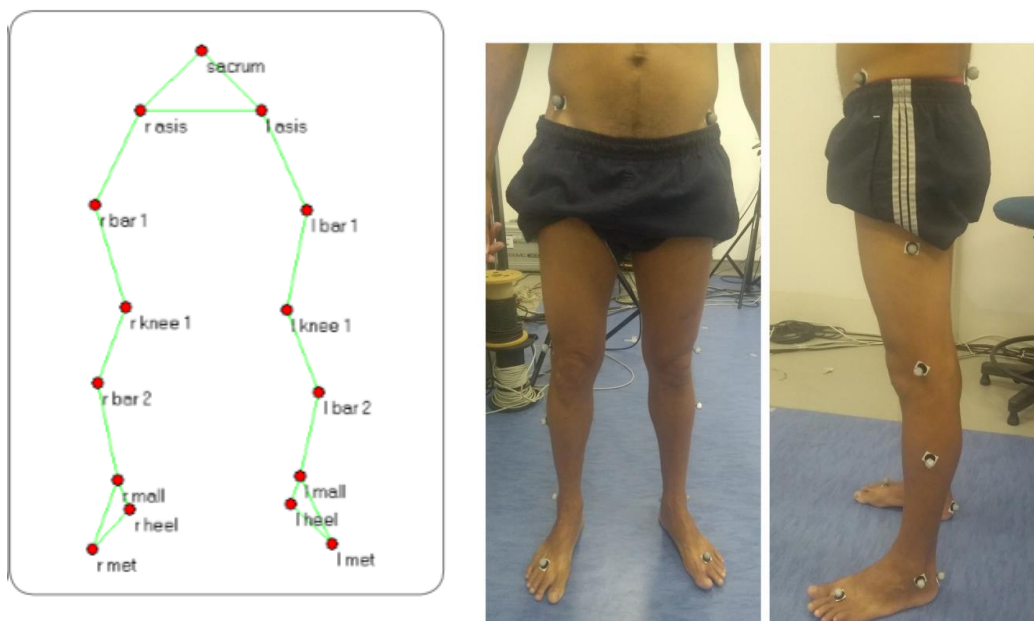


Figura 6: Modelo virtual dos marcadores do protocolo de Helen Hayes e marcadores reais.

Cuidados especiais são necessários no posicionamento dos marcadores **coxa (r bar 1/l bar 1)**, 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 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 7). 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 7). 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.

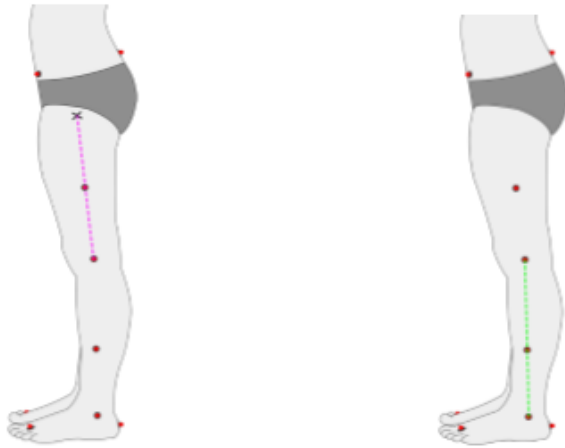


Figura 7: posição dos marcadores da coxa e perna.

Fonte: Manual Helen Hayes protocolo BTS

O protocolo de *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.

#### 4.4.2 CINEMÁTICA/ DINÂMICA

Para capturar os dados de cinemetria foi usado um conjunto de 8 câmeras de infravermelho (SMART-D BTS, Milão, Itália), 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) com frequência de amostragem de 800 Hz.

Cada indivíduo andou sem assistência de muletas ou andador na sua velocidade preferida ao longo de uma pista de 10 m de distância em um total de 5 tentativas. As análises foram baseadas somente nas tentativas realizadas sem erros ou incidentes, com o paciente ou voluntário realizando a marcha da forma mais natural possível.

#### 4.4.3 PROCESSAMENTO

Os sinais de vídeo e da plataforma de força foram capturados e sincronizados de maneira automática pelo software SMART-Capture (BTS Bioengineering, Milão, Itália) (Figura 8). 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.

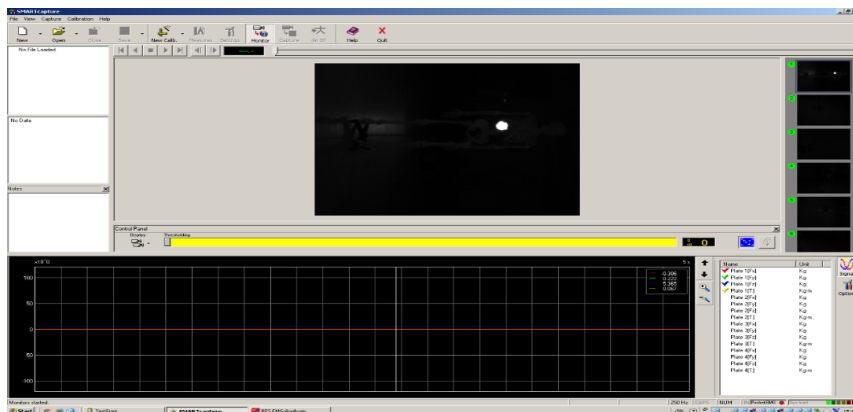


Figura 8: Vista da tela principal do software SMART-Capture.

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 9. Estes marcadores e as forças obtidas pela Plataforma de força foram nomeados e ligados de acordo com o modelo de 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.

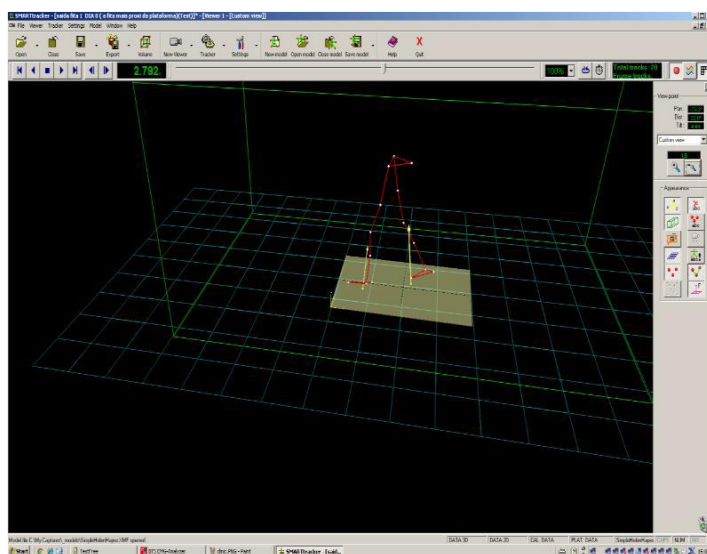


Figura 9: Tela de processamento do software SMART-Tracker.

O processamento dos dados de cinemática e dinâmica foi feito pelo software SMART-Analyzer (BTS Bioengineering, Milão, Itália). As medidas aferidas antes da coleta: massa, estatura, comprimentos e diâmetro das articulações são utilizados 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.

## **5. DEFINIÇÃO DAS VARIÁVEIS**

As variáveis deste estudo foram os parâmetros espaço-temporais, dados de cinemática e cinética, conforme descrito a seguir:

a) Variáveis espaço-temporais:

1. velocidade da marcha
2. duração no apoio e balanço de cada membro inferior
3. comprimento do passo
4. cadência

b) Variáveis cinemáticas

1. Ângulo do tornozelo no contato inicial
2. Ângulo de dorsiflexão no apoio
3. Ângulo de flexão plantar no apoio
4. Ângulo de dorsiflexão durante o balanço
5. Pronação no apoio
6. Supinação no apoio

7. Flexão do joelho no apoio
  8. Flexão do joelho no balanço
  9. Amplitude angular do joelho no plano frontal
  10. Ângulo de flexão do quadril no apoio
  11. Ângulo de flexão do quadril no balanço
  12. Ângulo de extensão do quadril no apoio
  13. Ângulo de abdução do quadril no apoio
  14. Ângulo de adução do quadril no apoio
  15. Amplitude de inclinação da pelve
  16. Amplitude de obliquidade da pelve
  17. Amplitude de rotação da pelve
- c) Forças de reação do solo
1. Forças verticais de reação do solo: primeiro e segundo picos
  2. Forças antero-posteriores de reação do solo: força de anterior-posterior (*braking*) e posterior-anterior (*propulsive*)
  3. Forças médio-laterais de reação do solo: pico medial e pico lateral
- d) Variáveis de cinética
1. Momento de flexão plantar tornozelo
  2. Momento extensão do joelho
  3. Momento de flexão do quadril
  4. Momento de extensão do quadril
  5. Trabalho total do tornozelo no apoio

## **6. MÉTODOS ESTATÍSTICOS**

O teste de Shapiro-Wilk foi utilizado para testar a normalidade dos dados. O teste T pareado comparando o membro afetado com o membro não-afetado e o teste T independente (Grupo com Hanseníase pré-operatório e Grupo controle) foram usados. Para os dados não-paramétricos, o teste de Wilcoxon comparando o membro afetado no pré e pós-operatório e o teste de Mann-Whitney comparando o pré e pós-operatório do lado afetado com o grupo controle foram utilizados. Um valor de  $p < 0,05$  foi considerado estatisticamente significativo. O tamanho do efeito  $d$  de Cohen  $> 0.8$  foi usado na comparação entre as médias e o valor de  $r$  para dados não-paramétricos. O software SPSS foi utilizado para a análise estatística dos resultados.



## 7. RESULTADOS

A velocidade da marcha dos pacientes portadores de hanseníase foi 21% menor comparado ao grupo controle, a proporção temporal entre o apoio e balanço realizada pelo membro afetado encontrou-se alterada (Tabela 2). O membro afetado permaneceu mais tempo na fase de balanço do que na fase de apoio quando comparado tanto com o membro não-afetado como também no grupo controle. Não observamos diferença significativa entre o membro não afetado e o grupo controle na proporção temporal apoio/balanço.

**7.1 Dados de Cinemática (Figura 10):** No plano sagital foi observada uma maior flexão plantar no contato inicial no membro afetado comparado ao membro não-afetado e ao grupo controle. Também observamos uma maior flexão plantar durante a propulsão do membro afetado em relação ao membro não afetado. Durante a fase de balanço, a dorsiflexão foi menor no membro afetado comparado ao membro não-afetado e ao grupo controle. A inclinação pélvica foi maior no grupo dos pacientes com hanseníase em relação ao grupo controle. No plano frontal, observamos uma diminuição da adução do quadril durante a fase de apoio do quadril não-afetado em relação ao grupo controle e um aumento do arco de movimento do joelho do membro afetado e não afetado em relação ao grupo controle. (Tabela 3)

**7.2 Dados de Cinética (Figura 11):** Não houve diferença no primeiro pico de força de reação do solo, porém o segundo pico de força foi menor no membro afetado comparado ao grupo controle (Figura 12). O pico lateral foi significativamente maior no lado não-afetado em relação ao grupo controle. O momento de flexão plantar do membro afetado foi menor em relação ao grupo controle, assim como o trabalho total no apoio e durante a fase de balanço. O momento extensor do quadril no lado afetado mostrou-se maior que o lado não-afetado e o grupo controle durante o apoio, embora sem alcançar um nível de  $p < 0.05$  (Tabela 4).

	HG		GC	<i>p/tamanho efeito</i> (MA/MNA)	<i>p/tamanho efeito</i> (MA/GC)	<i>p/tamanho efeito</i> (MNA/GC)
	MA	MNA				
Percentagem apoio	59,7 ±3,1	64,0 ±3,2	62,7 ±2,3	<b>0,021*/ r=0,49</b>	<b>0,016*/ d=1,099</b>	0,2 r=0,241
Percentagem balanço	39,9 ±4,1	35,2 ±4,0	37,9 ±1,8	<b>0,021*/ r=0,49</b>	0,168/ d=0,631	0,063/ r=0,372

Velocidade da marcha (m/s)	0,82 ± 0,2	1,05 ± 0,2	<b>0,003*/ d=1,15</b>
----------------------------	---------------	---------------	-----------------------

Tabela 2: Média e desvio padrão dos parâmetros espaço-temporais dos pacientes e grupo controle. MA – membro afetado; MNA – membro não-afetado. GC – grupo controle \* valores em negrito indicam diferenças significativas. Diferença entre pacientes e grupo controle. p-valor (p) e tamanho do efeito Cohen (d) e tamanho de efeito r para dados não- paramétricos (r).

	HG		GC	<i>p/tamanho efeito</i> (MA – MNA)	<i>p/tamanho efeito</i> (MA - GC)	<i>p/tamanho efeito</i> (MNA - GC)
	MA	MNA				
<b>TORNOZELO</b>						
Contato inicial (graus)	-16.8 ± 8.3	-6.6 ±10.3	-5.4 ± 2.5	<b>0.01*/d=1.09</b>	<b>0.02*/d=1.85</b>	0.704/d=0.16
Dorsiflexão apoio (graus)	11.6 ± 3.7	11.8 ± 4.9	10.2 ± 2.5	0.433/r=0.16	0.384/r=0.07	0.264/d=0.41
Flexão plantar apoio (graus)	-29.1 ±11.5	-14.6 ± 11.6	-18.8 ± 5.8	<b>0.018*/d=1.25</b>	<b>0.023*/d=1.13</b>	0.286/d=0.45
Dorsiflexão balanço (graus)	-12.4 ±6.2	2.4 ± 7.6	-1.4 ± 3.9	<b>0.041*/r=0.41</b>	<b>&lt;0.001*/r=0.79</b>	0.115/d=0.62
Pronação apoio (graus)	-6.4 ± 5.2	-5.9 ± 2.8	-5.0 ± 2.1	0.534/r=0.12	0.892/r=0.02	0.397/r=0.17
Supinação apoio (graus)	7.8 ± 4.3	7.7 ± 4.4	5.2 ± 2.0	0.704/d=0.02	0.081/d=0.77	0.123/d=0.73
<b>JOELHO</b>						
Flexão apoio (graus)	15.5 ±10.0	17.4 ± 8.6	13.3 ± 4.6	0.534/d=0.20	0.497/d=0.28	0.125/d=0.59
Flexão balanço (graus)	55.9 ±17.4	51.8 ± 12.8	57.2 ± 11.2	0.754/r=0.06	0.959/r=0.01	0.799/r=0.05

Amplitude plano frontal no apoio ( <i>graus</i> )	12.6 ± 9.3	10.6 ± 5.5	6.1 ± 2.9	0.476/d=0.26	<b>0.046*/d=0.94</b>	<b>0.047*/d=1.02</b>
<b>QUADRIL</b>						
Flexão no apoio ( <i>graus</i> )	32.1 ±10.8	34.2 ± 10.8	32.3 ± 7.3	0.279/d=0.19	0.939/d=0.02	0.605/ <b>d=2.06</b>
Extensão no apoio ( <i>graus</i> )	-5.9 ±11.3	-6.7 ± 10.0	-6.0 ± 6.4	0.649/d=0.07	0.964/d=0.01	0.835/d=0.08
Flexão no balanço ( <i>graus</i> )	39.4 ± 11.8	36.4 ± 11.0	34.8 ± 6.7	0.433/r=0.16	0.180/r=0.27	0.237/r=0.23
Adução no apoio ( <i>graus</i> )	3.4 ± 4.9	3.1 ± 5.1	6.4 ± 2.9	0.843/d=0.05	0.09/d=0.75	<b>0.043*/d=0.72</b>
Abdução no apoio ( <i>graus</i> )	-7.9 ± 4.8	-6.6 ± 2.6	-6.1 ± 3.4	0.425/d=0.33	0.308/d=0.43	0.689/ <b>d=1.6</b>
<b>PELVE</b>						
Inclinação <i>range (deg)</i>	6.8 ± 5.1		5.7 ± 3.1		<b>0.002*/r=0.50</b>	
Obliquidade <i>range (deg)</i>	6.9 ± 2.8		8.1 ± 5.0	0.807r=0,23		
Rotação <i>range (deg)</i>	11.1 ± 4.4		11.4 ± 3.9	0.882/d=0.07	0.686/d=0.14	0.721/d=0.09

Tabela 3: Parâmetros de cinemática da marcha da pelve, quadril, joelho e tornozelo (média ± desvio padrão). HG- Grupo hanseníase, GC- Grupo Controle, MA – Membro Afetado; MNA – Membro não-afetado. \* Valores em negrito indicam diferenças significativas. Diferença entre pacientes e grupo controle. p-valor (p), tamanho do efeito Cohen (d) e tamanho de efeito r para dados não- paramétricos (r).

		HG		GC	<i>p/effect size</i>	<i>p/effect size</i>	<i>p/effect size</i>
		MA	MNA		(MA – MNA)	(MA - GC)	(MNA - GC)
<b>FRS</b>							
Primeiro	pico	101.5	98.6	97.8	0.373/d=0.33	0.085/r=0.33	0.222/r=0.24
vertical (%PC)		± 10.9	± 5.4	± 4.0			
Segundo	pico	98.6	100.7	104.1	0.583/r=0.11	<b>0.033*/r=0.41</b>	0.467/r=0.15
vertical (%PC)		± 5.2	± 8.7	± 5.5			
Braking force		-8.2	-8.3	-10.0	0.838/d=0.03	0.094/d=0.68	0.064/d=0.8
(%PC)		± 3.3	± 2.4	± 1.8			
Propulsive force		10.2	11.8	10.7	0.168/d=0.42	0.730/d=0.13	0.837/d=0.35
(%PC)		± 4.4	± 3.2	± 3.1			
Pico medial		-0.6	-0.9	-0.6	0.458/d=0.27	0.978/r=0.01	0.149/r=0.29
(%PC)		± 1.1	± 1.0	± 1.0			
Pico lateral		4.1	4.8	3.7	0.169/d=0.66	0.362/d=0.35	<b>0.021/d=0.99</b>
(%PC)		± 1.1	± 1.0	± 1.2			
<b>MOMENTO</b>							
Flexor	plantar	0.99	1.22	1.24	0.228/d=0.51	<b>0.037/d=0.95</b>	0.907/d=0.09
tornozelo		± 0.3	± 0.2	± 0.3			
(Nm/Kg)							
Extensor	joelho	0.06	0.12	0.06	0.497/d=0.23	0.809/r=0.05	0.344/r=0.19
(Nm/Kg)		± 0.31	± 0.19	± 0.18			
Extensor	quadril	0.83	0.79	0.70	0.776/d=0.09	0.289/d=0.34	0.208/d=0.39
(Nm/Kg)		± 0.53	± 0.31	± 0.10			
Flexor	quadril	-0.63	-0.64	-0.88	0.913/d=0.03	0.068/d=0.78	0.06/d=0.82
(Nm/Kg)		± 0.32	± 0.26	± 0.32			
<b>TRABALHO TOTAL</b>							
Tornozelo	apoio	-0.03	-1.93	-4.58	0.477/d=0.30	<b>0.04*/d=0.85</b>	0.230/d=0.42
(J/Kg)		± 5.43	± 7.07	± 5.19			

Tabela 4: Força de reação do solo (FRS), parâmetros de cinética do quadril, joelho e tornozelo (média ± desvio padrão) e trabalho total do tornozelo. HG- Grupo hanseníase,

GC- Grupo Controle, MA – Membro Afetado; MNA – Membro não-afetado. PC – Peso Corporal\* Valores em **negrito** indicam diferenças significativas. Diferença entre pacientes e grupo controle. p-valor (p) e tamanho do efeito Cohen (d) e tamanho de efeito r para dados não- paramétricos (r).

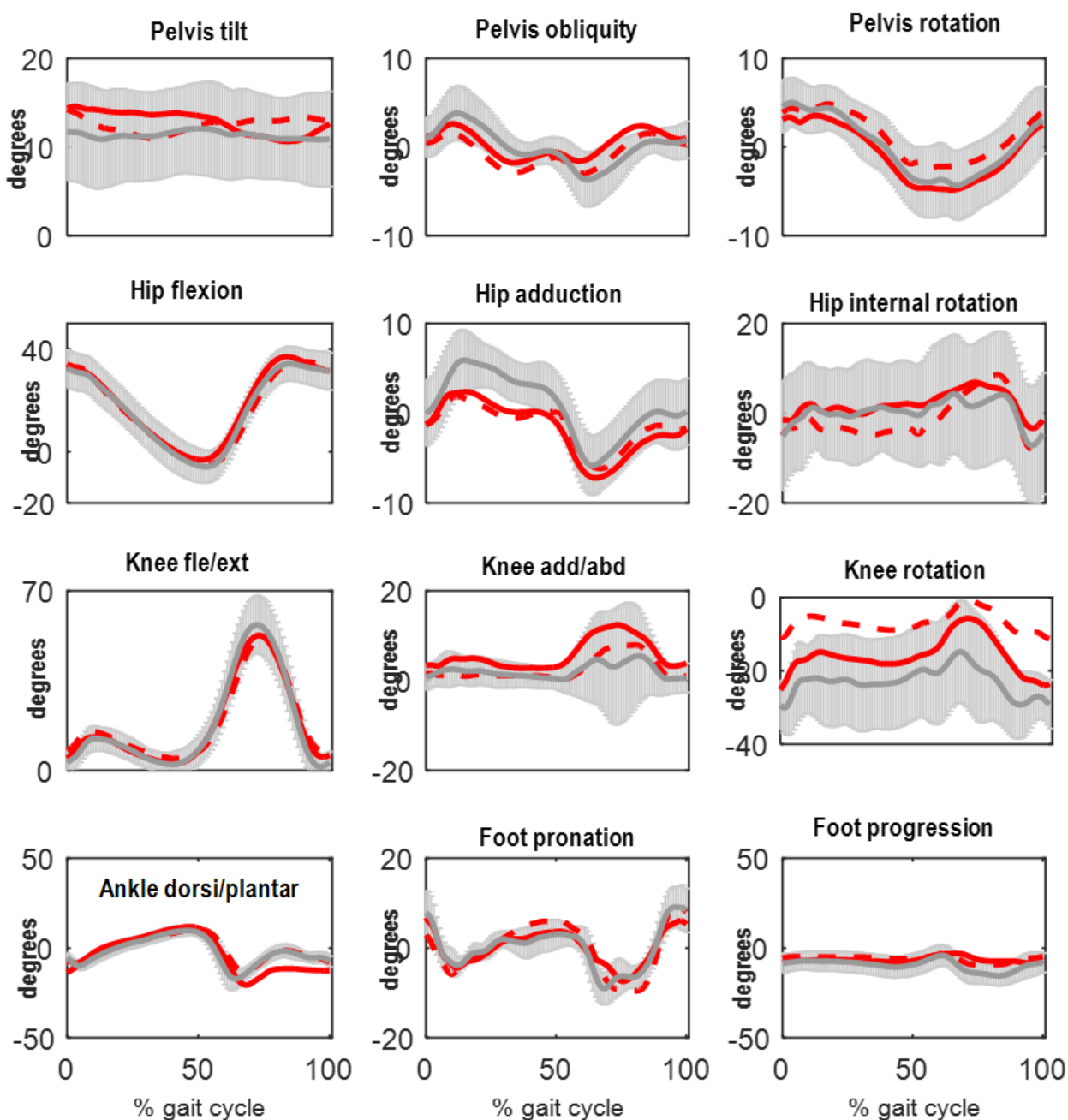


Figura 10: Gráficos demonstrando os dados de cinemática da pelve, quadril, joelho e tornozelo durante o ciclo da marcha. Linha vermelha sólida representa a média do membro afetado, linha vermelha tracejada representa a média do membro não-afetado e linha sólida cinza representa a média do grupo controle com o primeiro desvio-padrão. Eixo y: amplitude do movimento em graus, eixo x: fases do ciclo da marcha (apoio corresponde à 0-60 % do ciclo).

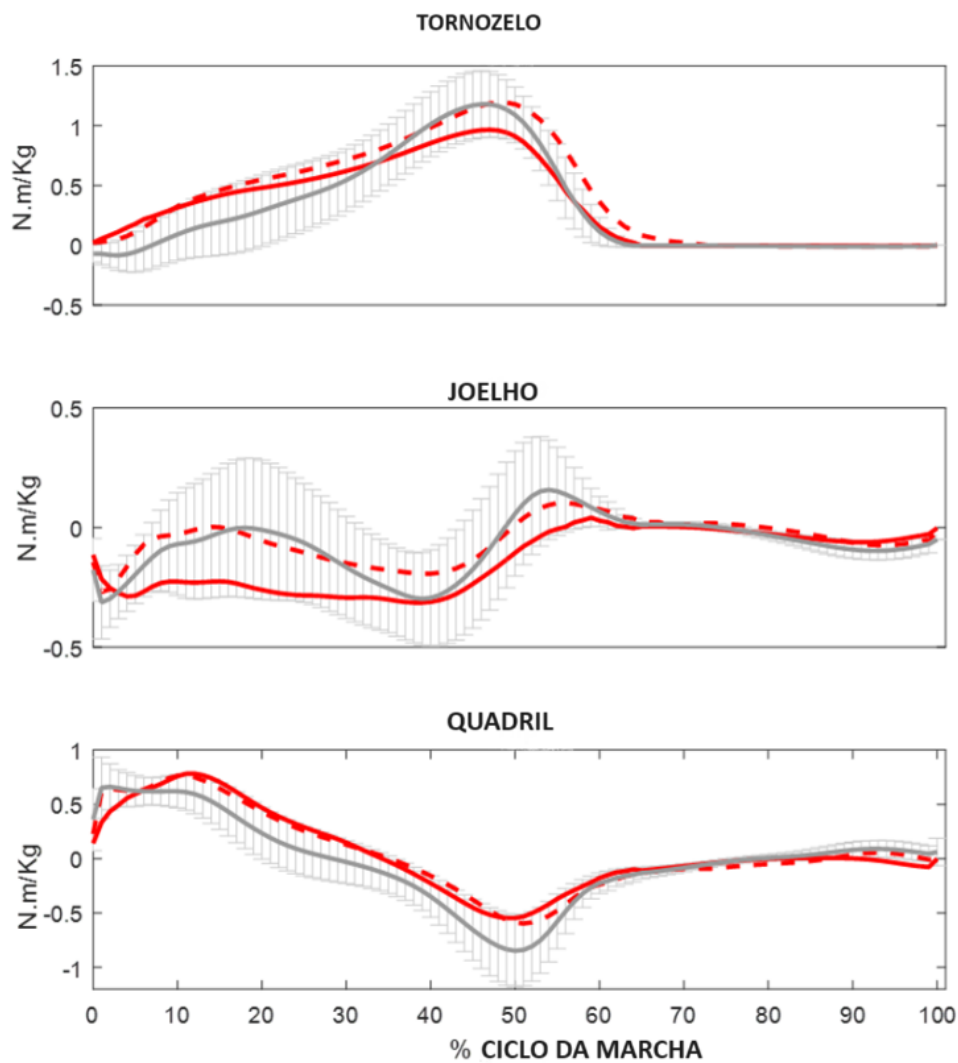


Figura 11: Gráficos demonstrando os momentos sagitais do tornozelo, joelho e quadril durante o ciclo da marcha. Linha vermelha sólida representa a média do membro afetado, linha vermelha tracejada representa a média do membro não-afetado e a linha sólida cinza representa a média do grupo controle com primeiro desvio-padrão. Eixo y: momento de força de cada articulação em Nm/Kg, eixo x: fases do ciclo da marcha (apoio de 0-60%).

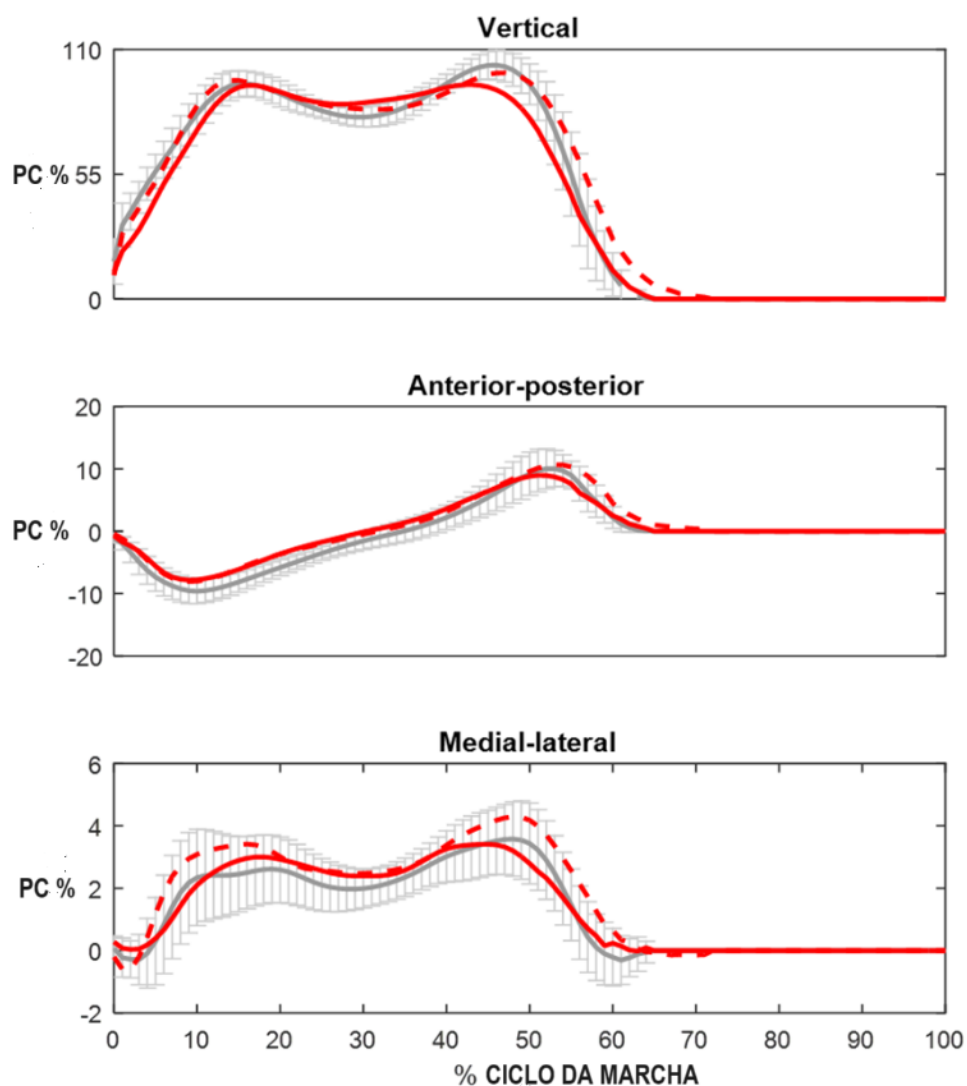


Figura 12: Forças de reação do solo: linha vermelha sólida representa a média do membro afetado, linha vermelha tracejada representa a média do membro não afetado e a linha sólida cinza representa a média do grupo controle com o primeiro desvio-padrão. Eixo y: Forças de reação do solo em relação ao peso corporal (PC) e eixo x: fases do ciclo da marcha.

## 8. DISCUSSÃO:

O objetivo da primeira parte do presente estudo foi a análise da marcha de pacientes portadores de hanseníase e pé caído. Os resultados demonstraram que pacientes com pé caído exibiram alterações no padrão da marcha em ambas as pernas quando comparadas ao grupo controle. No plano sagital observamos um aumento na inclinação pélvica e

redução da dorsiflexão do tornozelo no lado afetado. No plano frontal encontramos uma redução da adução do quadril e um aumento no arco de movimento do joelho no membro não-afetado. As alterações cinéticas observadas foram uma redução do segundo pico de força de reação do solo, redução do momento (torque) e trabalho total do tornozelo no membro afetado nos pacientes hansênicos.

A redução do tempo de apoio associada à um aumento do tempo de balanço sobre o membro afetado nos pacientes com pé caído reflete a instabilidade na marcha durante a transferência de peso, indicando um padrão de marcha assimétrica. Tais achados também foram observados em pacientes pós-acidente vascular encefálico (BALABAN; TOK 2014B; CHEN et al., 2005), onde a velocidade da marcha estava reduzida e o comprimento da passada mais curto. A diminuição da velocidade da marcha e do tempo de apoio sobre o membro afetado demonstram que havendo uma restrição mecânica da perna, o SNC utiliza uma estratégia mais protetora, deste modo priorizando a estabilidade e conforto articular do que uma melhor performance motora, já que alterações de marcha associado à fraqueza muscular colocam esses pacientes em um risco significativo para quedas.

O pé caído provoca um aumento funcional do comprimento do membro inferior durante a marcha. Para facilitar a liberação do membro afetado durante o balanço, de modo que o pé não “arraste” contra o solo, poderá ocorrer tanto um “alongamento” da perna contralateral durante a fase de apoio e/ou um “encurtamento” da perna afetada durante a fase de balanço. (LEVINE; RICHARDS; WHITTLE, 2012). A abdução do quadril do lado não afetado durante o apoio com elevação simultânea da pelve no lado afetado no balanço (*hip hiking*), e o aumento da flexão plantar do tornozelo no lado não afetado associado à um movimento de circundução do membro afetado durante o balanço (*vaulting*) são mecanismos comumente utilizados em pacientes portadores de pé equino pós-acidente vascular encefálico (CHEN et al. 2005) (KINSELLA; MORAN, 2008). Por outro lado, pacientes portadores de pé caído devido à lesão do segundo neurônio motor (paralisia flácida) tipicamente apresentam aumento da flexão do quadril e joelho na perna afetada no plano sagital (marcha tipo *steppage*) (KADABA; RAMAKRISHNAN; WOOTTEN, 1990).

Nossos resultados demonstraram que os pacientes portadores de hanseníase e pé caído não adotaram nenhuma das estratégias descritas acima, e ao invés disto utilizaram um aumento da inclinação anterior da pelve como principal mecanismo compensatório no



plano sagital. Don et al. (2007) em um estudo em pacientes portadores de doença de Charcot-Marie-Tooth (CMT) que apresentavam pé caído também não observaram um aumento da flexão do joelho e quadril da perna afetada durante a fase de balanço e ao contrário do que era esperado, observaram uma redução da flexão do quadril e joelho durante o balanço. Eles demonstraram que o mecanismo primário para a liberação do pé foi o aumento da abdução do quadril e elevação de pelve no lado em balanço. Similarmente, D'Angelo et al (2009) observaram que pacientes com distrofia muscular de Duchenne realizavam um aumento da flexão e abdução do quadril no balanço para liberação do pé. Por outro lado, Ferrarin et al (2012) demonstraram que pacientes portadores de CMT tipo 1A podem apresentar tanto aumento da flexão do quadril e joelho durante o balanço (*steppage*) nos pacientes com pé caído, como também uma flexão plantar precoce associada à um aumento do momento de flexão plantar durante o apoio (*vaulting*), indicando que esses pacientes podem adotar diferentes estratégias de compensação.

O aumento na inclinação pélvica observado em nossa amostra também foi relatado por Wiszomirska et al (2017) onde notaram um aumento da inclinação anterior da pelve no membro afetado durante o apoio no plano sagital em pacientes com pé caído causado por doença degenerativa discal L4/L5 e L5/S1. Davids et al (1999) demonstraram um aumento da inclinação anterior e do arco de movimento no plano transversal da pelve, além da redução da extensão do quadril em crianças com paralisia cerebral e pé equino. Este aumento da inclinação de pelve poderia facilitar a liberação do membro afetado durante a fase de balanço, na medida em que teoricamente aumenta a extensão do quadril e assim provocaria um alongamento funcional do membro não-afetado no apoio.

A seleção de uma estratégia para compensação causada pela ausência de um músculo ou um grupo muscular pode ser classificada como ativa ou passiva (Schmid et al. 2013). Brunner et al. (2008) identificaram que a rotação interna do quadril e aumento da inclinação pélvica em crianças com paralisia cerebral, é um efeito passivo do equino fixo espástico, implicando não haver uma compensação ativa. O aumento da inclinação anterior da pelve encontrada na nossa amostra também pode ser uma resposta passiva e involuntária causada pela ação da gravidade conforme também demonstrada em outros estudos em pacientes portadores de pé equino (DAVIDS et al., 1999; STEBBINS et al., 2010; GOODMAN et al., 2004).

No plano frontal, nossa amostra apresentou uma diminuição da adução do quadril no membro não-afetado. Tal alteração era esperada, já que a abdução do quadril do lado não-afetado seria uma das formas de compensação para elevar a pelve no lado do membro no balanço e assim facilitar o avanço do membro sem arrastar o pé contra o solo. Similarmente, Newman et al. (2007) encontraram esse mesmo resultado em pacientes portadores de CMT com pé caído, podendo em parte ser explicado pelo aumento da base de suporte provocado pela instabilidade da marcha. (LEVINE; RICHARDS; WHITTLE, 2012).

A redução do segundo pico vertical de força de reação do solo do membro afetado está ligado à redução na força de propulsão do calcâneo durante o desprendimento dos dedos (NEWMAN et al., 2007; WISZOMIRSKA et al., 2017). Estudos prévios demonstraram resultados similares (BOWDEN et al., 2006; BALASUBRAMANIAN et al., 2007; BŁAŻKIEWICZ et al., 2017; WISZOMIRSKA et al., 2017) Este mecanismo permite uma progressão mais lenta do centro de massa do corpo sobre o membro de suporte, um melhor controle do movimento do tornozelo, e aumento de estabilidade. (VOIGT; SINKJAER, 2000; WISZOMIRSKA et al., 2017). O momento flexor plantar do tornozelo está relacionado à resposta ativa do sistema musculoesquelético, com os músculos solear e gastrocnêmio fornecendo suporte vertical durante o apoio monopodal, assim a perda ou dificuldade na geração de força pelos flexores plantares pode afetar a performance da marcha. (NEPTUNE; KAUTZ; ZAJAC, 2001). O envolvimento do nervo tibial é comum em pacientes com hanseníase devido ao efeito de compressão causado pelo retináculo dos flexores na região retromaleolar medial do tornozelo (COHEN; DE MIRANDA, 2020; FOSS, 1999). Nos casos crônicos, a neuropatia do tibial irá provocar disfunção da musculatura intrínseca do pé, a qual tem participação importante no mecanismo de “enrijecimento” do pé e desprendimento dos dedos durante o final da fase de apoio (*push-off*) (HORWOOD; CHOCKALINGAM, 2023), e desta forma pode contribuir para a redução do momento de flexão plantar e a consequente redução do trabalho total do membro afetado durante o apoio.

Observamos um aumento do momento extensor do quadril no lado afetado durante o apoio quando comparado ao lado não-afetado e o grupo controle. Embora em nossa amostra esse aumento não tenha alcançado um valor estatisticamente significativo, tal achado também foi observado por Ferrarin et al (2012) que atribuiu à uma maior ativação dos músculos extensores do quadril com o objetivo de compensar o déficit de *push-off* do

tornozelo. O pico lateral da força de reação do solo foi significativamente maior no lado não afetado em relação ao grupo controle indicando um desvio lateral do centro de massa durante o apoio. Embora a magnitude das forças médio-laterais serem muito menores do que às forças verticais, elas podem ter efeitos significativos na mecânica dos membros inferiores (ie. forças de compressão assimétricas no plano frontal sobre as articulações), já que tais forças irão atuar em uma braço de alavanca maior (JOHNSON; OUTERLEYS; DAVIS, 2021).

## ***CAPÍTULO 2***

### **ESTUDO OBSERVACIONAL DE COORTE PROSPECTIVO DE PACIENTES PORTADORES DE HANSENÍASE E PÉ CAÍDO SUBMETIDOS À TRANSPOSIÇÃO TENDINOSA COM O TIBIAL POSTERIOR**

#### **1. MÉTODOS:**

Na 2ª parte do estudo, os mesmos processos de amostragem, coleta de dados, processamento e critérios de inclusão e exclusão foram utilizados. Uma amostra com 10 pacientes portadores de hanseníase e pé caído, com a média de idade média de 51,1 (mínimo 26, máximo 69) anos, altura 1,67 (mínimo 1,39, máx. 1,82) cm, e massa corporal 72,5 (mín 54, máx. 94,5) kg foi selecionada (Tabela 5). Adicionalmente aos critérios de inclusão e exclusão previamente adotados, incluímos que todos os pacientes da amostra demonstravam força muscular grau 4/5 do Aquiles e tibial posterior de acordo com o teste muscular manual (KENDALL et al., 2005) e excluídos deste estudo pacientes incapazes de deambular sem o auxílio de órteses ou muletas após a cirurgia. 5 pacientes foram avaliados após a cirurgia de transposição do tendão do tibial posterior de acordo com a técnica recomendada por Sirivasan et al (1968) com seguimento pós-operatório mínimo de 6 meses e máximo de 15 meses (média de 10,3 meses). Um novo grupo controle com 12 voluntários saudáveis pareados por idade, sexo e massa corporal também participaram do estudo. Os critérios de elegibilidade para a cirurgia preconizados pelo Ministério da Saúde e adotados para a realização deste procedimento no HUCFF são: pacientes com diagnóstico de hanseníase que apresentem presença de pé caído com lesão irreversível do nevo fibular comum, definida clinicamente como ausência completa de dorsiflexão e eversão ativas do pé por no mínimo 18 meses, sem sinais clínicos de recuperação motora (BRASIL. MINISTERIO DA SAUDE, 2008b).

A técnica cirúrgica foi a mesma utilizada em todos os pacientes. Todas as cirurgias foram realizadas por um único ortopedista, especialista em cirurgia do pé e tornozelo.

Hanseníase Pré Op	Hanseníase Pós Op	Gênero	Massa (kg)	Altura (m)	Idade	Membro Afetado
Voluntario1		masculino	79	1,8	52	Esquerdo
Voluntario2	Sim	feminino	56	1,39	52	Direito
Voluntario3		feminino	61	1,57	54	Direito
Voluntario4	Sim	masculino	94,5	1,82	48	Direito
Voluntario5		masculino	76	1,69	69	Esquerdo
Voluntario6		masculino	54	1,66	49	Esquerdo
Voluntario7		masculino	92	1,73	56	Direito
Voluntario8	Sim	masculino	81	1,71	42	Esquerdo
Voluntario09	Sim	masculino	79,5	1,76	63	Esquerdo
Voluntario10	Sim	masculino	52,5	1,66	26	Esquerdo

Tabela 5: Dados antropométricos, gênero, idade e lado afetado dos pacientes operados e não operados.

## 2. PREPARO PRÉ-OPERATÓRIO E REABILITAÇÃO PÓS-TRANSPOSIÇÃO TENDINOSA

Todos os pacientes foram submetidos por pelo menos 6 meses de tratamento conservador antes da cirurgia, que incluiu férula de Harris e preparo fisioterápico com reabilitação muscular e fortalecimento. Todos os pacientes possuíam habilidades mental e física para participar da reabilitação pós-operatória, a qual foi realizada exclusivamente no ambulatório de fisioterapia do HUCFF sob a supervisão de fisioterapeutas com larga experiência no manejo de pacientes portadores de hanseníase.

Os pacientes foram avaliados pela equipe de fisioterapia do HUCFF antes e após o procedimento cirúrgico, seguindo as recomendações do Ministério da Saúde (BRASIL. MINISTERIO DA SAUDE, 2008b). Um preparo pré-operatório adequado é fundamental para que tenhamos um bom resultado após a cirurgia. O músculo tibial posterior, que é normalmente um flexor plantar e inversor, ativo durante a fase de apoio, será convertido

em um dorsiflexor do tornozelo, desempenhando sua nova função na fase de balanço (*out-of-phase transfer*). A função do TTP é isolada e ensinada ao paciente, e o músculo é fortalecido com exercícios antes da cirurgia. Estes exercícios consistem em que o paciente realize a inversão e eles então são ensinados a “pensar” em fazer a dorsiflexão enquanto contraem o tibial posterior. Este treinamento conduzido antes da cirurgia facilita o aprendizado para a reutilização do TTP em sua nova função e encurta o tempo de adaptação após sua transposição cirúrgica.

### **3. FUNÇÃO DO TENDÃO TIBIAL POSTERIOR E SUA UTILIZAÇÃO COMO DORSIFLEXOR DO TORNOZELO:**

A correção cirúrgica do pé caído através da utilização da transferência do tendão tibial posterior para o dorso do pé em pacientes portadores de hanseníase foi introduzida pela primeira vez na metade do século passado (BRAND 1955) e desde então diversos estudos recomendam a transposição do tendão tibial posterior como forma de restabelecer a dorsiflexão do tornozelo devido à lesão irreversível do nervo fibular comum (MALAVIYA, 1981 ;SOARES, 1996; ISHIDA; LWIN; MYINT, 2007; SHAH, 2009) demonstrando bom resultados funcionais. Entretanto, nenhum estudo utilizou avaliação da cinemática e dos parâmetros espaço-temporais após a correção cirúrgica em pacientes portadores de hanseníase. Tendões são transferidos para criar uma substituição ativa para um músculo paralisado ou realizar uma ação de tenodese para manter dinamicamente uma articulação em uma posição favorável, dessa maneira uma substituição ativa é preferível para pacientes que potencialmente sejam capazes de reaprender sua função (COHEN, 2022).

O músculo tibial posterior é o principal estabilizador dinâmico do arco longitudinal medial do pé e por situar-se posteriormente ao eixo da articulação tibiotársica e medialmente ao eixo da articulação subtalar, realiza a flexão plantar do tornozelo sendo também o principal inversor do calcâneo (PERRY; BURNFIELD, 2010). Sua ativação durante a fase de apoio ocorre na fase de contato para controlar a rotação da tibia e permitir a pronação do retro pé durante o apoio inicial, assim tornando o pé mais flexível para absorver o impacto (HORWOOD; CHOCKALINGAM, 2023). Durante a marcha, como o pé está apoiado no solo, o TTP não é capaz de realizar a flexão plantar ou inversão do calcâneo. Ao invés disso, ele irá empurrar o maléolo medial para frente fornecendo assim um momento de rotação externa da perna (HINTERMANN;RUIZ, 2021). Esta

rotação externa da perna é transmitida para o tálus, o qual move sua cabeça lateralmente. O navicular segue a cabeça do tálus, fazendo com que a coluna medial seja posicionada sobre a coluna lateral. Através deste mecanismo ativo haverá o bloqueio da articulação médiotársica (articulação de Chopart) com a divergência dos eixos das articulações talonavicular e calcâneo-cuboide, fazendo com que o pé torne-se rígido para que , juntamente com o tendão de Aquiles , possa realizar o desprendimento do calcâneo do solo (MURLEY et al., 2009).

Teoricamente, após a retirada do TTP do seu local de origem , os tendões fibulares ficam sem oposição e, juntamente com falta de rotação externa da perna durante a fase de apoio provocada pela ausência do TTP, não ocorrerá o bloqueio da articulação médiotársica, causando assim uma sobrecarga de forças de tensão sobre arco plantar medial, a qual poderia provocar uma queda do arco plantar medial (MIZEL et al., 1999) . Entretanto, estudos demonstram não ocorrer o aparecimento de pé plano em pacientes submetidos à transposição do tibial posterior, já que outras estruturas de suporte estáticas (cápsulas articulares, ligamentos e fásia plantar) contribuem para a manutenção do arco longitudinal medial (AGARWAL et al., 2020; ALEKSIC et al., 2020; STURBOIS-NACHEF et al., 2019). Desta forma, sua retirada pode ser realizada de forma segura, possibilitando que o TTP possa desempenhar sua nova função sem acarretar prejuízo funcional e anatômico estrutural do pé. O uso do tendão fibular longo como dorsiflexor foi recomendado como alternativa ao tibial posterior, nos casos de pé caído causado por hanseníase com paralisia seletiva do nervo fibular profundo, onde os tendões fibulares estão funcionantes (COHEN;DE FREITAS CABRAL, 2012).

### **3.1 TÉCNICA CIRÚRGICA PARA TRANSPOSIÇÃO DO TENDÃO TIBIAL POSTERIOR PARA O DORSO DO PÉ:**

Inicialmente, nos casos com dorsiflexão passiva menor que 5 graus com o joelho estendido, realizamos um alongamento do tendão de Aquiles percutâneo utilizando a técnica de tripla hemisseção descrita por Hoke para obter uma dorsiflexão passiva de 15 graus ou mais (HATT; LAMPHIER, 1947). O TTP é seccionado junto a sua inserção no navicular, o mais distalmente possível, através de uma incisão medial no médio pé (Figura 13). Após sua liberação distal, uma segunda incisão na região posteromedial da perna, aproximadamente 8 a 12 cm acima do maléolo medial é realizada para identificação do ventre muscular do TTP. Nesta etapa, é crucial a proteção do feixe neuro vascular, que se

encontra próximo ao ventre muscular do flexor longo dos dedos que é afastado, expondo assim a transição músculo- tendinosa do TTP (Figura 14).



Figura 13: Retirada do TTP na sua inserção sobre o navicular e identificação do seu ventre muscular na incisão proximal. Fonte: HUCFF/UFRJ

A seguir, o TTP é tracionado e extraído através da incisão proximal. O TTP é então dividido longitudinalmente em duas fitas de proximal para distal com uma lâmina de bisturi número 11 (Figura 15).



Figura 14: Extração do TTP através da incisão proximal. Fonte: HUCFF/UFRJ



Figura 15: Divisão do TTP em duas fitas (medial e lateral). Fonte: HUCFF/UFRJ

É realizada então uma última incisão, em sentido transverso, na região dorsal do pé, para individualização dos tendões extensor longo do hálux (ELH) e extensores longos dos dedos (ELD) (Figura 16). A partir desse ponto realiza-se a transposição via subcutânea, conforme preconizado por Srinivasan et al (1968) com uma pinça tunelizador de tendão (Figura 17) . Dois túneis são elaborados no tecido subcutâneo, superficial ao retináculo dos extensores, trazendo ambas as fitas do TTP para o dorso do pé.

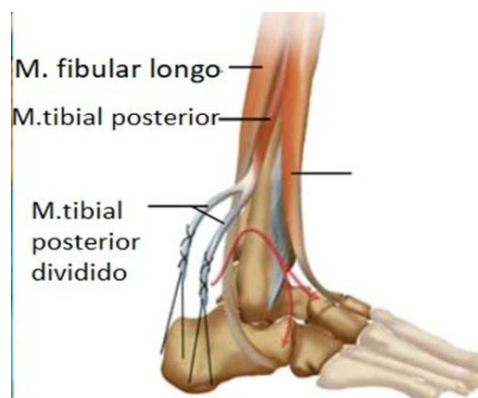


Figura 16: Reparo das fitas para passagem do TTP através do subcutâneo (via circumtibial). Fonte: HUCFF/UFRJ





Figura 17: Transposição do TTP utilizando a via SC com o tunelizador de tendão. Fonte: HUCFF/UFRJ



Figura 18: Ajuste do tensionamento das fitas do TTP aos sítios de inserção. Fonte: HUCFF/UFRJ

A sutura do tendão doador ao sítio receptor é então realizada da seguinte maneira: a fita medial do TTP ao tendão do ELH e a fita lateral ao tendão do ELD com o pé em dorsiflexão máxima (aproximadamente 20 à 30 graus). (Figura 18). A sutura tendão-tendão permite que o cirurgião ajuste e module a tensão, verificando a postura do pé antes da sutura ser completada (Figura 19).



Figura 19: Sutura final das fitas medial e lateral do TTP aos tendões ELH e ELD respectivamente. Fonte: HUCFF/UFRJ

Ao término da cirurgia, o pé deverá estar idealmente em leve dorsiflexão de 10 à 15 graus (Figura 20).



Figura 20: Posição do pé ao final da cirurgia. Fonte: HUCFF/UFRJ

Nosso protocolo pós-operatório é de imobilização gessada tipo bota durante 6 semanas sem carga (BRASIL; MINISTÉRIO DA SAÚDE; SECRETARIA DE VIGILÂNCIA À SAÚDE, 2002), seguido por imobilização por bota removível com carga parcial progressiva e uso de muletas por período adicional de 4 semanas. A fisioterapia inicia-se logo após a retirada da bota gessada.

#### 4. VARIÁVEIS ANALISADAS

As seguintes variáveis espaço-temporais foram avaliadas: velocidade da marcha, tempo de apoio e balanço sobre o lado afetado e no grupo controle, dados cinemáticos da pelve, quadril, joelho e do tornozelo (contato inicial, média de dorsiflexão no balanço e no apoio, e pico de flexão plantar no apoio) no lado afetado antes e após a cirurgia, e no grupo controle.

#### 5. RESULTADOS

Houve melhora estatisticamente significativa ( $p=0.001$ ) na média da velocidade após a cirurgia. (Tabela 6). Os dados de cinemática do tornozelo demonstraram melhora da posição do tornozelo no lado afetado no momento do contato inicial após a correção cirúrgica ( $p = 0,001$ ) (Tabelas 7 e 8), não havendo diferença em relação aos valores do grupo controle ( $p = 0,393$ ). Observamos uma melhora na dorsiflexão durante o balanço e redução do pico de flexão plantar durante o apoio no lado afetado em relação ao pré-operatório ( $p < 0.001$ ) (Tabela 8). Houve aumento da dorsiflexão durante o apoio no lado afetado após a cirurgia em relação ao pré-operatório e ao grupo controle ( $p < 0,001$ ), e redução do pico de flexão plantar no apoio no pós-operatório em relação ao grupo controle ( $p < 0,05$ ). O gráfico da figura 21 ilustra a melhora do contato inicial e da dorsiflexão no balanço após a transposição tendinosa para o dorso do pé.

	H_Pré	H_Pós	GC
Velocidade	$0.86 \pm 0.2$	$0.96 \pm 0.2$	$1.10 \pm 0.1$
% Apoio	59.7	59.3	64.8
% Balanço	39.4	40.6	34.8

Diferença Pré e pós ( $p=0.001$ )

Tabela 6: Variáveis espaço-temporais antes e após a cirurgia de transposição tendinosa. (H Pré: antes da cirurgia, H Pós: após a cirurgia, GC: grupo controle).

	Tornozelo contato inicial (graus)		Pico de flexão plantar do apoio (graus)		Média de dorsiflexão no balanço (graus)	
	Pré	Pós	Pré	Pós	Pré	Pós
<b>Suj_02</b>	-10.1 ± 1.5	-4.2 ± 2.6	-37.6±0.7	-10.9±0.9	-18.4±0.9	-9.0±0.9
<b>Suj_04</b>	-16.5 ± 1.4	2.9 ± 1.9	-17.4±0.2	-18.5±1.6	-15.2±1.6	-12.9±2.4
<b>Suj_08</b>	-9.6 ± 1.0	-3.6±5.1	-23.4±2.8	-14.3±7.7	-14.7±0.9	-8.8±3.69
<b>Suj_09</b>	-14.9 ± 1.5	-2.4±1.8	-22.1±1.3	-13.2±3.7	-18.4±1.1	-9.7±3.7
<b>Suj_10</b>	-13.1 ± 1.5	-0.3±0.6	-24.9±5.4	-6.6±1.1	-15.2±1.5	-3.2 ±0.4

Tabela 7: Dados pré e pós-operatórios dos pacientes operados. Média e desvio-padrão das 3 tentativas de cada indivíduo. Posição do tornozelo no contato inicial, pico de flexão plantar e média de dorsiflexão no balanço.

	H_Pré	H_Pós	GC
Tornozelo Contato inicial (graus)	-12.8 ± 3.0	-1.5 ± 3.5	-1.8 ± 1.0
Pico de flexão plantar do apoio (graus)	-25.1 ± 7.3	-12.7 ± 5.2	-9.0 ± 5.5
Média de dorsiflexão no balanço (graus)	-16.4 ± 2.0	-8.7 ± 5.1	1.3 ± 3.0
Dorsiflexão no apoio (graus)	17.8 ± 6.5	24.2 ± 5.9	17.5 ± 6.2

- H Pré e H Pós (CI, pico FP apoio, DF no balanço e apoio):  $p < 0,001$
- H Pré e GC (CI, pico FP apoio e DF balanço):  $p < 0,001$
- H Pré e GC (DF no apoio):  $p = 0,571$
- H Pós e GC (DF no apoio e no balanço):  $p < 0,001$
- H Pós e GC (CI):  $p = 0,393$
- H Pós e GC (pico FP no apoio):  $p = 0,036$

Tabela 8: Média dos ângulos e desvio-padrão de cinemática do tornozelo antes (H\_Pré) e após a cirurgia (H\_Pós). (CI: contato inicial, pico de FP: flexão plantar, DF: dorsiflexão no balanço e apoio) e grupo controle (GC). Valores de p para as variáveis cinemáticas do tornozelo entre H pré, H\_pós e GC.

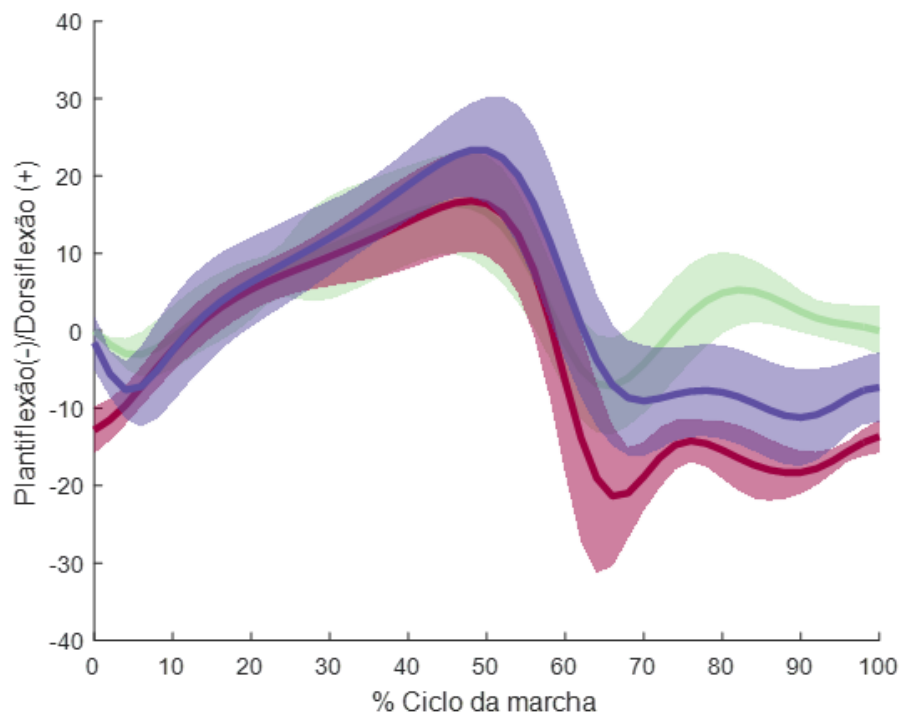
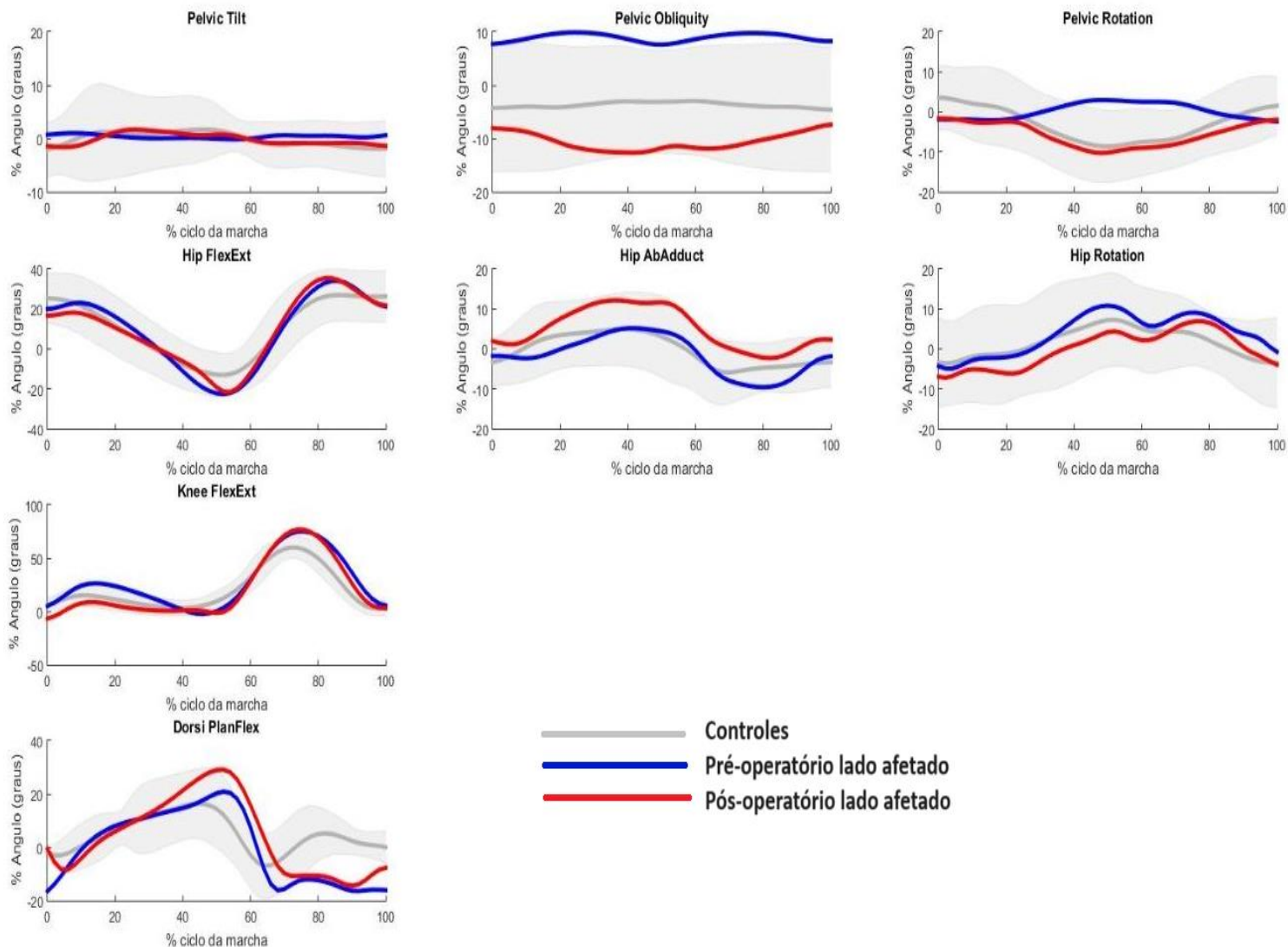


Figura 21: Média e desvio padrão do arco de movimento do tornozelo durante a marcha no plano sagital. Verde: grupo controle/ roxa :pós-operatório/ vermelho: pré-operatório. Eixo y: Dorsiflexão (valores positivos) e flexão plantar (valores negativos) em graus do tornozelo. Eixo x: fase do ciclo da marcha (apoio 0 – 60%, balanço 60-100%)

## 5.1 DESCRIÇÃO DOS RESULTADOS PÓS-OPERATÓRIOS CASO À CASO

Realizaremos a seguir uma breve análise dos casos operados individualmente, indicando a forma clínica da doença. Os gráficos demonstram os parâmetros de cinemática da pelve, quadril, joelho e tornozelo do lado afetado no pré-operatório (em azul) e pós-operatório (em vermelho). A linha sólida cinza representa a média do grupo controle com primeiro desvio-padrão.

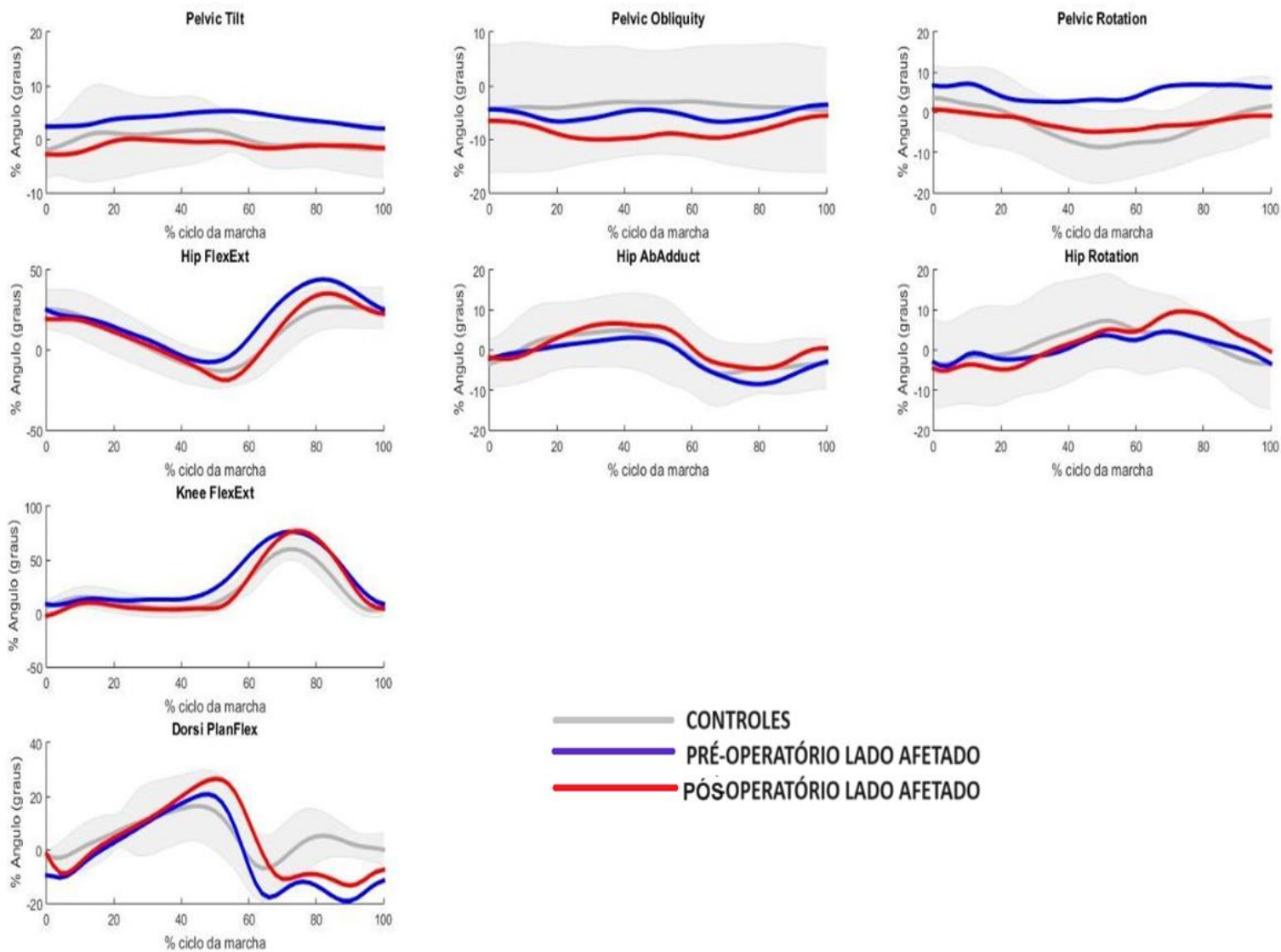
**Caso 1: Paciente sexo feminino, 52 anos, pé caído à direita, multibacilar (dimorfo-tuberculóide).**



Observamos uma melhora da rotação pélvica no pós-operatório. No tornozelo, nota-se que o contato inicial retornou ao valor da média em relação ao grupo controle, com o pé em posição neutra, associado à um aumento da dorsiflexão durante o apoio médio e final. Houve melhora na dorsiflexão no balanço final, permitindo que não ocorresse mais o apoio com o ante pé no contato inicial com o solo.

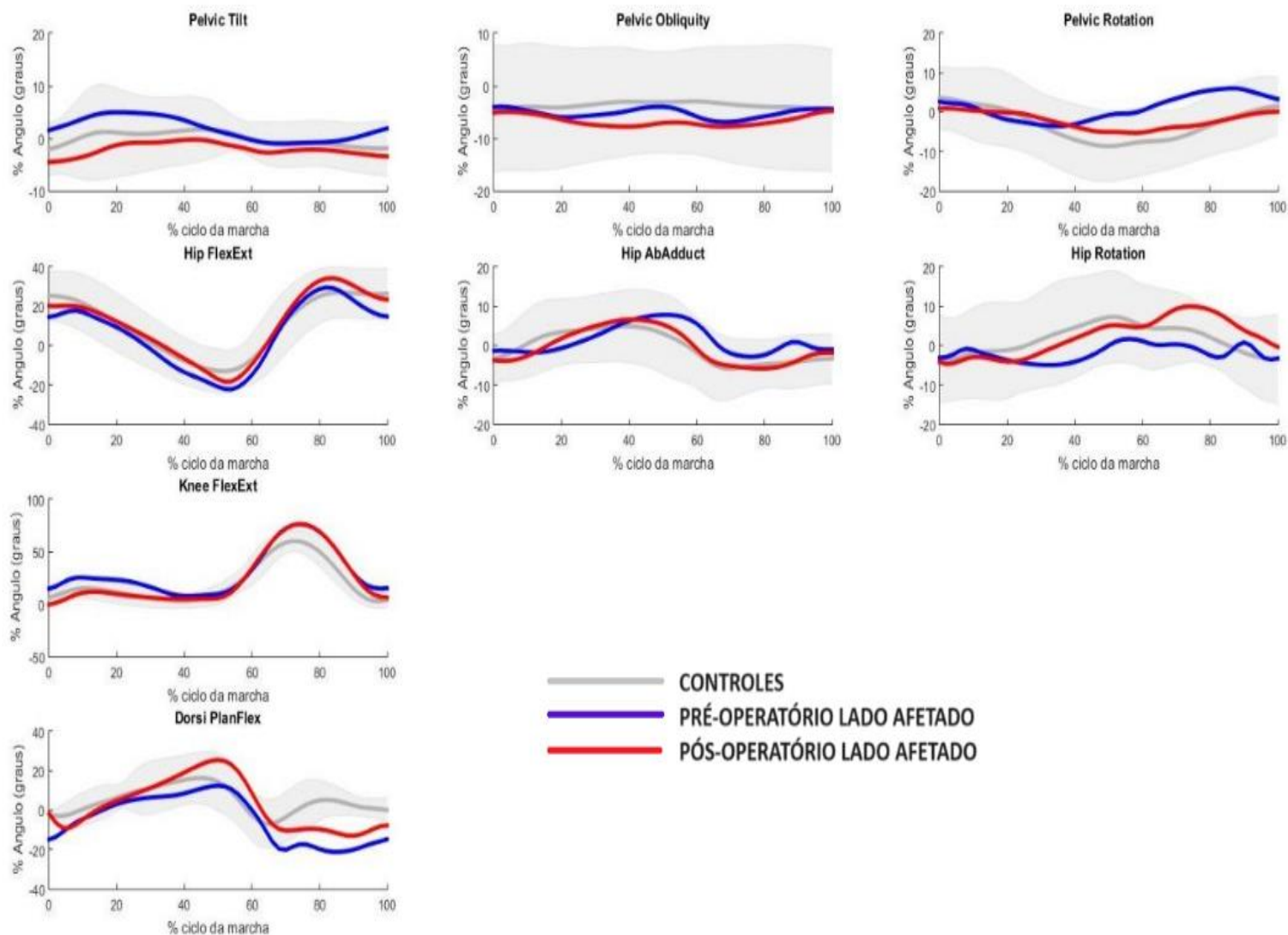


**Caso 2: Paciente sexo masculino, 48 anos, multibacilar (dimorfo-virchoviano), pé caído à direita.**



Observamos melhora da inclinação e rotação pélvicas após a cirurgia. No tornozelo nota-se melhora da posição no pé no contato inicial e maior dorsiflexão no pré-balanço e balanço permitindo assim que o pé não arraste no solo após o desprendimento do calcâneo. Conseqüentemente, a flexão do quadril e joelho ocorreram de forma mais fisiológica durante o pré-balanço e balanço (menor amplitude e mais tardiamente), aproximando-se da média do grupo controle.

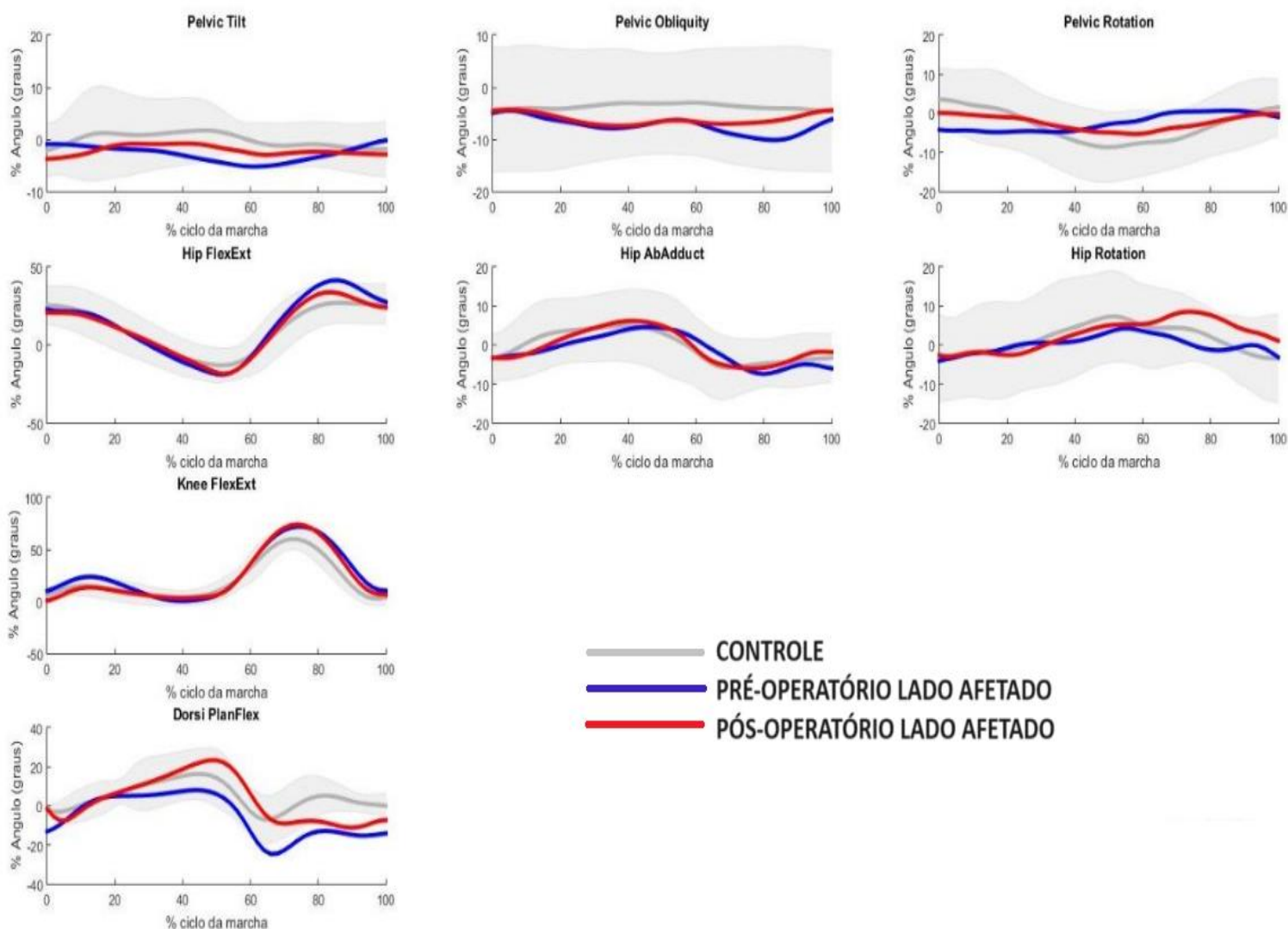
**Caso 3: Paciente sexo masculino, 42 anos, multibacilar (dimorfo-dimorfo), pé caído à esquerda.**



Observamos melhora da rotação pélvica. Melhora da dorsiflexão durante o apoio, permitindo assim um maior avanço da tíbia sobre o tornozelo durante o segundo rolamento no pós-operatório. Posicionamento em neutro do tornozelo no contato inicial. Maior grau de dorsiflexão do tornozelo durante toda a fase de balanço, facilitando o avanço do membro condutor.

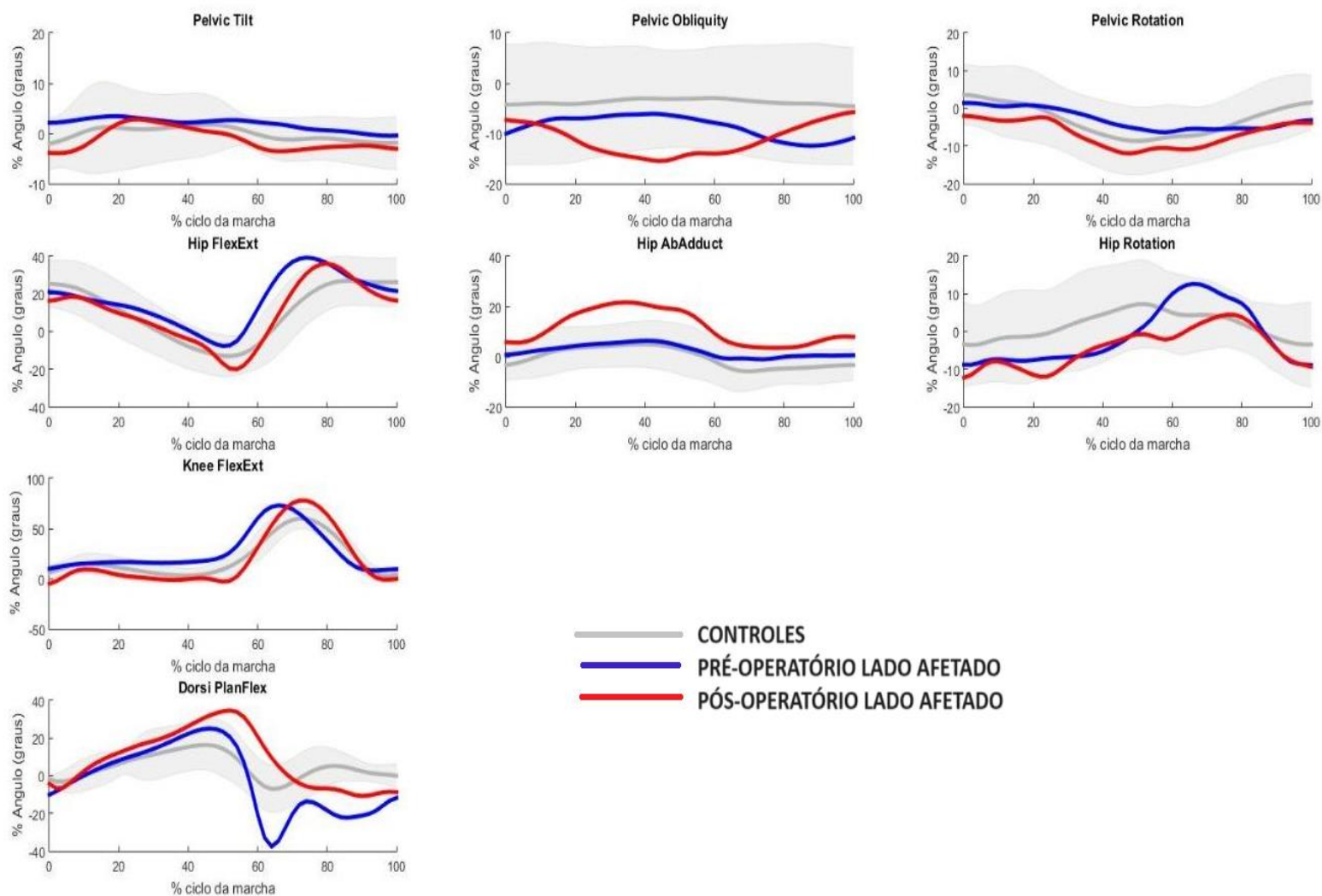


**Caso 4: Paciente sexo masculino, 63 anos, dimorfo-virchoviano, pé caído à direita.**



Observamos também melhora do contato inicial do pé (posição neutra) e melhora da dorsiflexão no apoio e balanço. Demonstrando assim o “desvio” de todo o arco de movimento do tornozelo para maior dorsiflexão em detrimento de menor flexão plantar após a transposição tendinosa. Notamos que, similarmente aos outros casos, após o contato inicial houve flexão plantar, permitindo assim que ocorra o mecanismo fisiológico do primeiro rolamento do tornozelo.

**Caso 5: Paciente sexo masculino, 26 anos, multibacilar (dimorfo-tuberculóide), pé caído à direita.**



Similarmente ao caso 2, observamos que a flexão do quadril e joelho no pré-balanço e balanço de forma mais tardia no pós-operatório, aproximando-se da média do grupo controle, indicando uma melhora do padrão da marcha. Desta forma, o paciente não precisou flexionar o quadril e joelho no lado acometido precocemente com o objetivo de não arrastar o pé no chão durante o balanço, consequente a melhora dos parâmetros do tornozelo como já demonstrado nos casos anteriores.

## 6. DISCUSSÃO

As alterações da cinemática e parâmetros espaço-temporais após a cirurgia de transposição tendinosa utilizando o tibial posterior foram estudadas. Observamos um aumento da velocidade da marcha, melhora da dorsiflexão do tornozelo durante o balanço, da posição do tornozelo no contato inicial e redução da flexão plantar durante o apoio. Parthebarajan et al (2012) analisaram a marcha em pacientes portadores de hanseníase com pé caído antes e após a correção cirúrgica com transposição do tendão tibial posterior. Entretanto, nesse estudo os parâmetros da marcha foram descritos somente como “normal” ou “*high stepping*”. Utilizando a inspeção visual, eles observaram que 86.5% dos pacientes melhoraram o padrão de marcha.

Observamos um aumento do ângulo de dorsiflexão do tornozelo no contato inicial, fazendo com que esses pacientes deixem de apoiar com o ante pé, assim potencialmente reduzindo a chance de aparecimento de úlceras plantares. Durante o balanço houve um aumento da dorsiflexão do tornozelo, além de uma redução do pico de flexão plantar durante o apoio. Em um estudo utilizando análise de marcha tridimensional em pacientes portadores de Charcot-Marie-Tooth após correção do pé caído associado à deformidade em cavo-varo, também foi observada uma melhora da dorsiflexão do tornozelo durante o balanço acompanhado por uma redução significativa do pico de flexão plantar (DREHER et al., 2014). Estes autores acreditam que ocorra um desvio de todo o arco de movimento do tornozelo em direção à dorsiflexão já que não observaram nenhuma perda relevante do arco de movimento ativo comparado ao arco de movimento normal. Tais achados estão em concordância com nossos resultados, onde a redução do pico de flexão plantar durante o apoio nos pacientes submetidos à transposição do tibial posterior pode estar relacionado à um possível efeito tenodesante pós-operatório.

A melhora da dorsiflexão do tornozelo durante o contato inicial no solo nos pacientes submetidos à transposição tendinosa e o aumento da dorsiflexão durante a fase de balanço sugere que houve uma reeducação do padrão de ativação do músculo tibial posterior, que passou a ser ativado durante a fase de balanço. Caso ele ainda estivesse ativo durante a fase final do apoio, ele poderia agir contra o tendão de Aquiles durante o *push-off* reduzindo a força de flexão plantar, assim dificultando o desprendimento do calcâneo do solo. De Marchi et al (2000) utilizando EMG dinâmica após a transposição do TTP em pacientes portadores de lesão traumática do nervo fibular comum acreditam que após a

transferência exista uma contração contínua do TTP durante o passo, com fases de maior atividade durante ambas as fases de apoio e balanço. Portanto, a presença de uma transferência tendinosa ativa não pode ser comprovada pelos resultados do presente estudo, e investigações futuras para confirmar tais achados devem focar no estudo de eletromiografia dinâmica do músculo tibial posterior e do gastrocnêmio durante a marcha após a transposição tendínea.

A redução do pico de flexão plantar do tornozelo no pós-operatório durante o apoio reflete a diminuição da mobilidade passiva no plano sagital do arco de movimento do tornozelo. A causa desta redução deve-se provavelmente ao menor grau de excursão do tendão tibial posterior em relação aos dorsiflexores, possíveis aderências no tecido celular subcutâneo e resistência passiva do tendão transferido à tração (efeito tenodesante). O aumento da dorsiflexão durante o apoio no membro operado observado no nosso estudo deve-se ao alongamento do tendão de Aquiles, que é realizado rotineiramente em nosso serviço durante a transposição do tendão tibial posterior. Isso permite que o segundo mecanismo de rolamento do tornozelo ocorra com maior eficácia, reduzindo a pressão plantar na região do antepé e conseqüentemente gerando um efeito protetor para a prevenção de úlceras plantares, como já demonstrado em pacientes diabéticos com anestesia plantar e encurtamento do tendão de Aquiles (BUS et al., 2023).

Nossos resultados pós-operatórios demonstraram que apesar de melhora significativa da dorsiflexão durante a fase de balanço após a transposição tendinosa, nenhum dos pacientes alcançou a média de dorsiflexão do grupo controle. É sabido que a dorsiflexão ativa completa é raramente obtida pela transposição tendinosa, visto que um tendão transferido usualmente perde um grau de força (COHEN, 2022). Cho et al (2017) avaliaram 17 pacientes submetidos à transposição tendinosa com o tibial posterior em portadores de paralisia do nervo fibular comum. Utilizando teste isocinético, eles observaram uma redução de força em todos os grupamentos musculares (dorsiflexores, flexores plantares, eversores e inversores) após a cirurgia em relação ao lado contralateral. Especificamente, o maior déficit no pós-operatório foi o de dorsiflexores, onde o restabelecimento de força foi em torno de 33% em relação ao tornozelo normal e 34.6% ao lado contralateral, porém isso não impediu um resultado funcional satisfatório. Similarmente, todos os nossos pacientes foram capazes de realizar a dorsiflexão durante a fase de balanço e em nenhum deles foi necessária a utilização de órtese ou fêrula de

Harris para deambular após a correção cirúrgica, apesar de não atingirem uma dorsiflexão considerada normal.

Hastings et al (2013) em um estudo de cinética e cinemática em pacientes portadores de pé caído após cirurgia de transposição tendinosa do TTP utilizando a técnica de *Bridle* (RODRIGUEZ, 1992) observaram melhora significativa da dorsiflexão durante o balanço, porém ocorreu uma importante perda da força de flexão plantar, assim podendo comprometer a impulsão do corpo durante o desprendimento do calcâneo na fase final do apoio. Isso se deve provavelmente ao fato de que nesta técnica é realizada uma anastomose tripla do tendão tibial anterior, fibular longo e tibial posterior provocando assim um grande efeito tenodesante, diminuindo excessivamente a força de flexão plantar exercida pelo tendão de Aquiles. Ferrarin et al (2013) em um estudo longitudinal de 16 pacientes portadores de CMT descreveram os resultados pós-operatórios em 3 pacientes. Eles demonstraram melhora da dorsiflexão durante toda a marcha, melhora da cinética e cinemática do joelho e redução dos picos do quadril no apoio inicial/médio e balanço inicial. Entretanto, diferentemente do estudo de Hastings et al (2013), notaram aumento do momento flexor plantar no *push-off*.

O alongamento do Aquiles é recomendado por diversos autores durante a transferência tendinosa com o TP (SHAH, 2009; DE MARCHI et al., 2000; AGARWAL et al., 2020). Algum grau de enfraquecimento do tendão de Aquiles é desejável na medida em que para que o TTP possa alcançar seu maior potencial após sua transposição, é necessário que a força oposta exercida pelo tendão mais forte do corpo humano seja reduzida. Entretanto, os efeitos à longo prazo da redução do momento de flexão plantar após a cirurgia pode afetar negativamente a marcha. Acreditamos que os benefícios do alongamento superam seus possíveis efeitos deletérios, entretanto devemos considerar que o alongamento do tendão de Aquiles não seja necessário em todos os casos, assim como também recomendado por Dreher et al (2014).

A distinção entre mecanismos compensatórios ativos e passivos provavelmente não tem importância para a correção cirúrgica do pé caído, na medida em que ambos são secundários à alteração primária e irão se resolver espontaneamente uma vez que o desvio primário é corrigido. (GOODMAN et al., 2004; STEBBINS et al., 2010). Entretanto, para o planejamento do tratamento fisioterápico, esta distinção é fundamental, já que compensações ativas são resultado de contração muscular voluntária, enquanto que

compensações passivas ocorrem baseadas nas leis da física, portanto não são passíveis de correção.

## **7. CONSIDERAÇÕES FINAIS:**

Consideramos que o principal mecanismo compensatório, i.e. aumento da inclinação pélvica, encontrado na nossa amostra de pacientes portadores de hanseníase e pé caído provavelmente seja passivo, corroborado pelo fato de que alguns pacientes em nosso ambulatório optem por não realizar a cirurgia, já que não havendo maior gasto energético para a marcha, os pacientes simplesmente adaptam-se à sua condição de incapacidade física. Entretanto, tais pacientes devem ser monitorados constantemente quanto ao uso de fêrula de Harris, o aparecimento de úlceras plantares e a presença de rigidez progressiva da deformidade.

Em todos os pacientes operados o grau de dorsiflexão obtida foi satisfatória. O aumento da velocidade após a cirurgia representa ganho de estabilidade e melhor performance para a marcha, sendo um importante parâmetro objetivo de ganho funcional nos pacientes, conforme demonstrado em outros estudos.(CHEN ET AL., 2005A; KINSELLA; MORAN, 2008; STEBBINS et al., 2010). Com os nossos resultados, é provável deduzir que após a transferência, o TTP modifique seu padrão de contração ativa, realizando-a na fase final do balanço permitindo assim que o pé esteja na posição neutra no contato inicial e mantenha sua ativação durante toda a fase de balanço.

## **8. LIMITAÇÕES**

Nosso estudo é o primeiro que demonstra as alterações cinéticas e cinemáticas de pacientes portadores de hanseníase e pé caído utilizando análise da marcha 3D, porém possui algumas limitações. O protocolo de marcadores de Helen Hayes descrito por Kadaba et al (KADABA; RAMAKRISHNAN; WOOTTEN, 1990) faz somente uma reconstrução parcial 3D da cinemática do pé , especialmente para abdução/adução , e não considera o médio pé e antepé . Entretanto , esse sistema de marcação é ainda utilizado com acurácia suficiente para descrever a cinemática 3D complexa do tornozelo e pode facilmente reconstruir todo o membro inferior simultaneamente , incluindo o tornozelo, joelho, quadril , e pelve, e foi utilizada em vários estudos de marcha em pacientes com pé caído (KARUNAKARAN et al., 2019; SIMONSEN et al., 2010; WISZOMIRSKA et al., 2017).

Durante a 2ª parte do estudo, o laboratório de marcha da COPPE apresentou avarias nas plataformas de força, desta forma inviabilizando a coleta dos dados cinéticos e forças de reação do solo, sendo possível somente a obtenção dos parâmetros espaço-temporais e dados de cinemática. Outra limitação é o tamanho da amostra. O pequeno número relativo da nossa amostra demonstra os entraves do SUS no acesso destes pacientes aos serviços de referência na correção das incapacidades físicas provocadas pela hanseníase, estando também diretamente relacionado ao status econômico e social dos pacientes portadores de hanseníase, os quais possuem mobilidade limitada e residem em áreas vulneráveis, tornando desafiador o seu comparecimento e participação em estudos de análise de marcha no campus universitário. Além disto, a pandemia de COVID-19 no ano de 2020 trouxe uma dificuldade a mais para que esses pacientes fossem submetidos ao tratamento cirúrgico visto que a internação hospitalar trazia medos e receios de contrair o vírus.

O uso simultâneo de eletromiografia poderá trazer um melhor entendimento na diferenciação de compensações ativas causadas pela contração muscular voluntária de efeitos secundários passivos provocados pela ação da gravidade sobre o corpo em movimento, e se tais alterações são modificadas após a correção cirúrgica após a transposição tendinosa. Além disso, o uso da EMG dinâmica durante todo o ciclo de marcha poderia suportar nossa observação que o padrão de contração do tibial posterior se modifica após a correção cirúrgica e reabilitação, como evidenciado pela dorsiflexão ativa do tornozelo durante a fase de balanço da marcha.

## **9. CONCLUSÕES:**

Os pacientes portadores de hanseníase já em fase de remissão da doença que apresentam pé caído unilateral exibiram velocidade mais lenta ao caminhar e um menor tempo de apoio na perna afetada em comparação com a perna não-afetada e o grupo controle. Além disso observamos um maior grau de flexão plantar do tornozelo e maior tempo percentual no balanço na perna afetada em reação à perna não-afetada. A perna afetada demonstrou uma redução do segundo pico da força de reação do solo, menor torque de flexão plantar e trabalho total do tornozelo. Nossos pacientes utilizaram um aumento da inclinação pélvica e diminuição da adução do quadril na perna não-afetada como forma de mecanismo compensatório.

Os resultados pós-transposição tendinosa utilizando o tendão do tibial posterior demonstraram melhora funcional dos parâmetros cinemáticos do tornozelo e da

velocidade, indicando que a correção cirúrgica tem papel importante na marcha dos pacientes portadores de hanseníase e pé caído, assim reduzindo a chance de aparecimento de úlceras plantares e deformidades, as quais colocam o membro em risco de amputação.

Tais achados serão úteis no preparo pré-operatório, além de servir de base para futuros estudos de avaliação da marcha após correção cirúrgica com transposição tendinosa em pacientes com pé caído.

## 10. REFERÊNCIAS:

AGARWAL, P.; MRITYUNJAY G.; KUKRELE, R.; SHARMA, D. Tibialis Posterior (TP) Tendon Transfer for Foot Drop: A Single Center Experience. **Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma** v.11, n.3, p 457–61, 2020.

ALEKSIĆ, M.; BAŠČAREVIC, Z.; STEVANOVIĆ, V.; RAKOČEVIĆ, J.; BALJOZOVIĆ, A.; ČOBELJIĆ, G. Modified Split Tendon Transfer of Posterior Tibialis Muscle in the Treatment of Spastic Equinovarus Foot Deformity: Long-Term Results and Comparison with the Standard Procedure. **International Orthopaedics** v. 44, n.1, p 155–60, 2020.

BALABAN, B.; TOK, F. Gait Disturbances in Patients with Stroke. **PM & R: The Journal of Injury, Function, and Rehabilitation** v. 6, n.7, p 635–42, 2014a.

BALASUBRAMANIAN, C. K.; BOWDEN, M.G.; RICHARD R. NEPTUNE, R.R.; KAUTZ, E.A. Relationship between Step Length Asymmetry and Walking Performance in Subjects with Chronic Hemiparesis. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation** v.88, n. 1, p 43–49, 2007.

BARI, M. M.; ISLAM, A. K.; HAQUE, A. K. Surgical Reconstruction of Leprotic Foot-Drop. **Leprosy Review** v. 67, n. 3, p 200–202, 1996.

BŁAŻKIEWICZ, M.; WISZOMIRSKA, I.; KACZMARCZYK, K.; KUŹMICKA, G.B.; WIT, A. Mechanisms of Compensation in the Gait of Patients with Drop Foot. **Clinical Biomechanics** v. 42, n fevereiro, p 14–19, 2017.

BŁAŻKIEWICZ, M.; WIT, A. Compensatory Strategy for Ankle Dorsiflexion Muscle Weakness during Gait in Patients with Drop-Foot. **Gait & Posture** v. 68, n fevereiro, p 88–94, 2019.

BOWDEN, M. G.; CHITRALAKSHMI K. B.; RICHARD R. NEPTUNE, E STEVEN A. KAUTZ. Anterior-Posterior Ground Reaction Forces as a Measure of Paretic Leg Contribution in Hemiparetic Walking. **Stroke** v. 37, n. 3, p 872–76, 2006.



BRAND, P.W. The value of surgical and physiotherapeutic measures in leprosy. **Lepr India** v. 27, p 131, 1955.

BRASIL. MINISTERIO DA SAUDE. **Manual de reabilitação e cirurgia em hanseníase**. 2. ed. Brasília: Ministerio da Saude, 2008b.

BRASIL. MINISTERIO DA SAUDE. **Estratégia Nacional para o Enfrentamento da Hanseníase: 2019-2022**. Brasília: Ministerio da Saude, 2020a.

BRASIL. MINISTERIO DA SAUDE. **Boletim Epidemiológico de Hanseníase 2020**. Brasília: Ministerio da Saude, 2020b.

BRASIL. MINISTERIO DA SAUDE. **Boletim Epidemiológico de Hanseníase 2021**. Brasília: Ministerio da Saude, 2021.

BRITTON, W. J.; LOCKWOOD, D.N.J. Leprosy. **Lancet (London, England)** v. 363 n. 9416, p 1209–19, 2004.

BRUNNER, R.; DREHER, T.; ROMKES, J.; FRIGO, C. Effects of Plantarflexion on Pelvis and Lower Limb Kinematics”. **Gait & Posture** v. 28, n. 1, p 150–56, 2008.

BUS, S. A.; ARMSTRONG, D.G.; CREWS, R. T.; GOODAY, C.; JARL, G.; KIRKETERP-MOLLER, K.; VISWANATHAN, V.; LAZZARINI, P.A. s.d. Guidelines on Offloading Foot Ulcers in Persons with Diabetes (IWGDF 2023 Update). **Diabetes/Metabolism Research and Reviews** (n.d), e3647, 2023.

CASTRO, L. E.D.; DA CUNHA, A. J. L. A.; FONTANA, A. P.; HALFOUN, V. L. R. D. C.; GOMES, M. K. Physical Disability and Social Participation in Patients Affected by Leprosy after Discontinuation of Multidrug Therapy. **Leprosy Review** v. 85, n. 3, p 208–17, 2014.

CHEN, G.; PATTEN, C.; KOTHARI, D. H.; ZAJAC, F. E. 2005a. “Gait Differences between Individuals with Post-Stroke Hemiparesis and Non-Disabled Controls at Matched Speeds”. **Gait & Posture** v. 22 , n.1, p 51–56, 2005a.

CHO, B.K.; PARK, K.J.; CHOI, S.M.; IM, S.H.; SOOHOO, N.F. Functional Outcomes Following Anterior Transfer of the Tibialis Posterior Tendon for Foot Drop Secondary to Peroneal Nerve Palsy. **Foot & Ankle International** v.38, n. 6, p 627–33, 2017.

COHEN, J.C. Foot and Ankle Tendon Transfers: Surgical Techniques. Em **Foot and Ankle Disorders: A Comprehensive Approach in Pediatric and Adult Populations**, editado por Emilio Wagner Hirschfeld e Pablo Wagner Hirschfeld, p 901–40. Springer International Publishing, 2022.

COHEN, J.C.; CABRAL, E. D. F. 2012. Peroneus Longus Transfer for Drop Foot in Hansen Disease. **Foot and Ankle Clinics** v.17 , n. 3, p 425–36, 2012.

COHEN, J. C.; DE MIRANDA, S. T. Orthopedic Surgical Foot Management in Hansen Disease. **The Orthopedic Clinics of North America** v. 51, n. 2, p 279–91, 2020.

COHEN, J. C.; RODRIGUES, N. C.; CABRAL, E. D. F.; DE MIRANDA, S. T.; DA CUNHA, A. J. L. A.; GOMES, M. K. Correlation between quality of life and the clinical results of patients with leprosy with drop foot after tendon transfer. **Acta Ortopedica Brasileira** v. 30, n. 3 e244354, 2022.

D'ANGELO, M. G.; BERTI, M.; PICCININI, L.; ROMEI, M.; GUGLIERI, M.; BONATO, S.; DEGRATE, A.; TURCONI, A. C.; BRESOLIN, N. Gait Pattern in Duchenne Muscular Dystrophy. **Gait & Posture** v. 29, n. 1, p 36–41, 2009.

DAVIDS, J. R.; FOTI, T.; DABELSTEIN, J.; BAGLEY, A. Voluntary (Normal) versus Obligatory (Cerebral Palsy) Toe-Walking in Children: A Kinematic, Kinetic, and Electromyographic Analysis. **Journal of Pediatric Orthopedics** v.19, n. 4, p 461–69, 1999.

DE MARCHI, F.; MALERBA, F.; ALFIERI, U.M.; FERRARIN, M.; RABUFFETTI, M. Tibialis posterior tendon transfer through the interosseal membrane in paralysis of the common peroneal nerve. **Foot and ankle surgery** v.6, n. 1, p 19–25, 2000.

DON, R.; SERRAO, M.; VINCI, P.; RANAVOLO, A.; CACCHIO, A.; IOPPOLO, F.; PAOLONI, M. ET AL. 2007. Foot Drop and Plantar Flexion Failure Determine Different Gait Strategies in Charcot-Marie-Tooth Patients. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)** v. 22, n. 8, p 905–16, 2007.

DREHER, T., S. I. WOLF, D. HEITZMANN, C. FREMD, M. C. KLOTZ, E W. WENZ. Tibialis Posterior Tendon Transfer Corrects the Foot Drop Component of Cavovarus Foot Deformity in Charcot-Marie-Tooth Disease. **The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume** v. 96, n. 6, p 456–62, 2014a.

DUBIN, A. Gait: The Role of the Ankle and Foot in Walking. **The Medical Clinics of North America** v. 98 , n. 2, p 205–11, 2014.

FERRARIN, M.; BOVI, G.; RABUFFETTI, M.; MAZZOLENI, P.; MONTESANO, A.; PAGLIANO, E.; MARCHI, A. ET AL. Gait Pattern Classification in Children with Charcot-Marie-Tooth Disease Type 1A. **Gait & Posture** v. 35, n. 1, p 131–37, 2012.

FERRARIN, M.; LENCIONI, T.; RABUFFETTI, M.; MORONI, I.; PAGLIANO, E.; PAREYSON, D. Changes of Gait Pattern in Children with Charcot-Marie-Tooth Disease Type 1A: A 18 Months Follow-up Study. **Journal of Neuroengineering and Rehabilitation** v.10, n. julho, p 65 , 2013.

FISCHER, O.; BRAUNE, C. W. **Der gang des menschen**. v. 2, BG Teubner,1899.

FOSS, N. T. Hanseníase: aspectos clínicos, imunológicos e terapêuticos. **An. bras. dermatol**, p. 113-9, 1999.

GAMBELLI, C.N.; BREDIN, J.; DOIX, A.C.M.; GARCIA, J.; TANANT, V.; FOURNIER-MEHOUS, M.; DESNUELLE, C.; SACCONI, S.; COLSON, S.S. 2023. The Effect of Tibialis Anterior Weakness on Foot Drop and Toe Clearance in Patients with Facioscapulohumeral Dystrophy. **Clinical Biomechanics** v.102, fevereiro, p. 105899, 2023.

GEBOERS, J. F.; DROST, M. R.; SPAANS, F.; KUIPERS, H.; SEELEN, H. A. Immediate and Long-Term Effects of Ankle-Foot Orthosis on Muscle Activity during Walking: A Randomized Study of Patients with Unilateral Foot Drop. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation** v. 83, n. 2, p 240–45, 2002.

GOODMAN, M.J.; MENOWN, J. L.; WEST, J. M.; BARR, K. M.; LINDEN, D. W. V.; MCMULKIN, M. L. Secondary Gait Compensations in Individuals without Neuromuscular Involvement Following a Unilateral Imposed Equinus Constraint. **Gait & Posture** v. 20, n. 3, p 238–44, 2004.

GOUDRIAAN, M.; HAUWE, M. V. D.; DEKEERLE, J.; VERHELST, L.; MOLENAERS, G.; GOEMANS, N.; DESLOOVERE, K. Gait Deviations in Duchenne Muscular Dystrophy-Part 1. A Systematic Review. **Gait & Posture** v. 62, maio, p 247–61, 2018.

GOUDRIAAN, M.; HAUWE, M.V.D.; SIMON-MARTINEZ, C.; HUENAERTS, C.; MOLENAERS, G.; GOEMANS, N.; DESLOOVERE, K. Gait Deviations in Duchenne Muscular Dystrophy-Part 2. Statistical Non-Parametric Mapping to Analyze Gait Deviations in Children with Duchenne Muscular Dystrophy. **Gait & Posture** v. 63, p 159–64, 2018.

HALL, G. A Review of Drop-Foot Corrective Surgery. **Leprosy Review** v. 48, n. 3, p 184–92, 1977.

HARBOE, M.; ASEFFA, A.; LEEKASSA, R. Challenges presented by nerve damage in leprosy. **Leprosy review** v. 76 , n. 1, p 5–13, 2005.

HASTINGS, M. K.; SINACORE, D. R.; WOODBURN, J.; PAXTON, S.; KLEIN, S.E.; MCCORMICK, J.J.; BOHNERT, K.L. ET AL. Kinetics and Kinematics after the Bridle Procedure for Treatment of Traumatic Foot Drop. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)** v. 28, n. 5, p. 555–61, 2013.

HATT, R. N.; LAMPHIER, T.A. Triple Hemisection: A Simplified Procedure for Lengthening the Achilles Tendon. **The New England Journal of Medicine** v. 236 . n. 5, p 166–69. 1947.

HINTERMANN, B.; RUIZ, R.. **Foot and Ankle Instability: A Clinical Guide to Diagnosis and Surgical Management**. Springer International Publishing, 2021.

HORWOOD, A.; CHOCKALINGAM, E.N. **Clinical Biomechanics in Human Locomotion: Gait and Pathomechanical Principles**. Elsevier Science, 2023.

HOVE, L. M.; NILSEN, E.P.T. Posterior Tibial Tendon Transfer for Drop-Foot. 20 Cases Followed for 1-5 Years. **Acta Orthopaedica Scandinavica** v. 69, n. 6, p 608–10, 1998.

ISHIDA, Y.; LWIN, S.; MYINT, K. Follow-up of Tibialis Posterior Transfer Surgery (TPT) for Drop-Foot in Leprosy. **Japanese Journal of Leprosy: Official Organ of the Japanese Leprosy Association** v.76 , n .3, p 219–26, 2007.

JOHNSON, C. D.; OUTERLEYS, J.; DAVIS, I. S. 2021. Relationships between Tibial Acceleration and Ground Reaction Force Measures in the Medial-Lateral and Anterior-Posterior Planes. **Journal of Biomechanics** v.117 , março, p 110250, 2021.

KADABA, M. P.; RAMAKRISHNAN, H.K.; WOOTTEN, M. E. Measurement of Lower Extremity Kinematics during Level Walking. **Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society** v. 8 , n .3, p 383–92, 1990.

KARUNAKARAN, K.K.; PILKAR, R.; EHRENBERG, N.; BENTLEY, K. S.; CHENG, J.; NOLAN, K.J. Kinematic and Functional Gait Changes After the Utilization of a Foot Drop Stimulator in Pediatrics. **Frontiers in Neuroscience** n13 p 732, 2019.

KENDALL, F.P.; MCCREARY, E.K.; PROVANCE, P.G.; RODGERS, M. M.; ROMANI, W.A. **Muscles: testing and function with posture and pain**. Vol. 5. Lippincott Williams & Wilkins Baltimore, MD, 2005.

KINSELLA, S.; MORAN, K. Gait Pattern Categorization of Stroke Participants with Equinus Deformity of the Foot. **Gait & Posture** v.27, n. 1, p. 144–51, 2008.

KRISHNAMURTHY, S.; IBRAHIM, M. Tendon Transfers in Foot Drop. **Indian Journal of Plastic Surgery** v. 52, n. 01, p. 100–108, 2019.

LEVINE, D.; RICHARDS, J.; WHITTLE, M. **Whittle's gait analysis**. Elsevier, 2012.

LI, S.; FRANCISCO, G.E.; ZHOU, P. Post-Stroke Hemiplegic Gait: New Perspective and Insights. **Frontiers in Physiology** v. 9, p. 1021, 2018.

LINGAIAH, P.; JAYKUMAR, K.; SURAL, S.; DHAL, A. Functional Evaluation of Early Tendon Transfer for Foot Drop. **Journal of Orthopaedic Surgery** v. 26, n. 3, p. 230949901879976, 2018.

MALAVIYA, G. N. Surgery of Foot Drop in Leprosy by Tibialis Posterior Transfer. **Leprosy in India** n.53, v. 3, p. 360–68, 1981.

MIZEL, M.S.; TEMPLE, H.T.; SCRANTON JR, P.E.; GELLMAN, R.E.; HECHT, P.J.; HORTON, G.A.; MCCLUSKEY, L.C.; MCHALE, K.A. Role of the peroneal tendons in the production of the deformed foot with posterior tibial tendon deficiency. **Foot & ankle international** v.20, n. 5, p. 285–89, 1999.

MUNIZ, A. M. S.; NADAL, J. Application of Principal Component Analysis in Vertical Ground Reaction Force to Discriminate Normal and Abnormal Gait. **Gait & Posture** v. 29, n. 1. p 31–35, 2009.

MURLEY, G. S.; BULDT, A.K.; TRUMP, P., J.; WICKHAM, J. B. Tibialis Posterior EMG Activity during Barefoot Walking in People with Neutral Foot Posture. **Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology** v.19 . n. 2, p.: e69-77, 2009.

NEPTUNE, R.R.; S.A. KAUTZ; F.E. ZAJAC. Contributions of the Individual Ankle Plantar Flexors to Support, Forward Progression and Swing Initiation during Walking. **Journal of Biomechanics** v. 34, n. 11, p. 1387–98, 2001.

NEWMAN, C. J.; WALSH, M.; O'SULLIVAN, R.; JENKINSON, A.; BENNETT, D.; LYNCH, B.; O'BRIEN, E.T. The Characteristics of Gait in Charcot-Marie-Tooth Disease Types I and II. **Gait & Posture** v.26, n. 1, p. 120–27, 2007.

NILSSON, J.; THORSTENSSON, A. Ground Reaction Forces at Different Speeds of Human Walking and Running. **Acta Physiologica Scandinavica** v.136, n. 2, p. 217–27, 1989.

OOI, W. W.; SRINIVASAN, J. Leprosy and the Peripheral Nervous System: Basic and Clinical Aspects. **Muscle & Nerve** v. 30, n. 4, p. 393–409, 2004.

PARTHEEBARAJAN, S.; SOLOMAN, S.; EBENEZER, M. Long Term Results of Tibialis Posterior Tendon Transfer for Foot Drop in Leprosy. **Indian Journal of Leprosy** v. 84 n. 2, p. 145–49, 2012.

PERRY, J.; BURNFIELD, J.M. **Gait Analysis: Normal and Pathological Function**. 2nd ed. edição. Thorofare, NJ: Slack, 2010.

POAGE, C.; ROTH, C.; SCOTT, B. Peroneal Nerve Palsy: Evaluation and Management. **Evaluation and Management** v. 24, n. 1, p 11, 2016.

PRAHINSKI, J. R.; MCHALE, K. A.; TEMPLE, H. T.; JACKSON, J. P. Bridle Transfer for Paresis of the Anterior and Lateral Compartment Musculature. **Foot & Ankle International** v.17, n. 10, p. 615–19, 1996.

PRENTON, S.; HOLLANDS, K.L.; KENNEY, L.P.J.; ONMANEE, P. Functional Electrical Stimulation and Ankle Foot Orthoses Provide Equivalent Therapeutic Effects on Foot Drop: A Meta-Analysis Providing Direction for Future Research. **Journal of Rehabilitation Medicine** v. 50, n. 2, p.129–39, 2018.

RODRIGUES, L. C.; LOCKWOOD, D.N.J. Leprosy Now: Epidemiology, Progress, Challenges, and Research Gaps. **The Lancet. Infectious Diseases** v.11, n.6, p 464–70, 2011.

RODRIGUEZ, R. P. The Bridle Procedure in the Treatment of Paralysis of the Foot. **Foot & Ankle** v. 13 n. 2, p. 63–69, 1992.

SCHMID, S.; SCHWEIZER, K.; ROMKES, J.; LORENZETTI, S.; BRUNNER, R. Secondary Gait Deviations in Patients with and without Neurological Involvement: A Systematic Review. **Gait & Posture** v.37 , n.4, p. 480–93, 2013.

SCOLLARD, D. M.; TRUMAN, R.W. ; EBENEZER, G. J. Mechanisms of Nerve Injury in Leprosy. **Clinics in Dermatology** v. 33, n. 1, p. 46–54, 2015.

SHAH, R. K. Tibialis Posterior Transfer by Interosseous Route for the Correction of Foot Drop in Leprosy. **International Orthopaedics** v. 33, n. 6, p. 1637–40, 2009.

SHEFFLER, L. R.; HENNESSEY, M. T.; NAPLES, G.G.; CHAE, J. Peroneal Nerve Stimulation versus an Ankle Foot Orthosis for Correction of Footdrop in Stroke: Impact

on Functional Ambulation. **Neurorehabilitation and Neural Repair** v. 20, n. 3, p. 355–60, 2006.

SIMONSEN, E. B.; MOESBY L. M.; HANSEN, L. D.; COMINS, J.; ALKJAER, T. Redistribution of Joint Moments during Walking in Patients with Drop-Foot. **Clinical Biomechanics** v. 25 , n. 9, p. 949–52, 2010.

SOARES, D. Tibialis Posterior Transfer for the Correction of Foot Drop in Leprosy. Long-Term Outcome. **The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume** v. 78, n. 1, p. 61–62, 1996.

SRINIVASAN, H., S. M.; MUKHERJEE, E. R.; SUBRAMANIAM, A. Two-Tailed Transfer of Tibialis Posterior for Correction of Drop-Foot in Leprosy. **The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume** v. 50, n. 3, p. 623–28, 1968.

STEBBINS, J.; HARRINGTON, M.; THOMPSON, N.; ZAVATSKY, A.; THEOLOGIS, T. Gait Compensations Caused by Foot Deformity in Cerebral Palsy. **Gait & Posture** v. 32, n. 2, p. 226–30, 2010.

STURBOIS-NACHEF, N.; ALLART, E.; GRAUWIN, M.Y.; ROUSSEAU, M.; THÉVENON, A.; FONTAINE, C. Tibialis Posterior Transfer for Foot Drop Due to Central Causes: Long-Term Hindfoot Alignment. **Orthopaedics & Traumatology, Surgery & Research: OTSR** v.105, n. 1, p.153–58, 2019.

VAUGHAN, C.H.L. DAVIS BL, O’CONNOR JC. **Dynamics of Human Gait**. 1992

VERA, P. Biomecánica de la marcha humana normal y patológica. **Instituto de Biomecánica de Valencia. Cap 3**. 1999.

VOIGT, M.; SINKJAER, T. Kinematic and Kinetic Analysis of the Walking Pattern in Hemiplegic Patients with Foot-Drop Using a Peroneal Nerve Stimulator. **Clinical Biomechanics** v.15 , n. 5 , p. 340–51, 2000.

WILDER-SMITH, E. P.; VAN BRAKEL, W.H. Nerve Damage in Leprosy and Its Management. **Nature Clinical Practice Neurology** v. 4 , n. 12 , p. 656–63, 2008.

WISZOMIRSKA, I.; BŁAŻKIEWICZ, M.; KACZMARCZYK, K.; BRZUSZKIEWICZ-KUŹMICKA, G.; WIT, A. 2017. Effect of Drop Foot on Spatiotemporal, Kinematic, and Kinetic Parameters during Gait. **Applied Bionics and Biomechanics** abril, p. 1–6, 2017.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. **Global leprosy (Hansen disease) update, 2021: moving towards interruption of transmission.** *Weekly Epidemiological Record* v. 97, n. 36, p. 429–50, 2022.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. **Weekly epidemiological record** vol. 95, n. 36, 2020.

WORLD HEALTH ORGANIZATION et al. **Global Leprosy Strategy 2016-2020: accelerating towards a leprosy-free world: Monitoring and Evaluation Guide.** 2019.

YIOU, E.; CADERBY, T.; DELAFONTAINE, A.; FOURCADE, P.; HONEINE, J.L. Balance control during gait initiation: State-of-the-art and research perspectives. **World Journal of Orthopedics** v. 8, n. 11, p. 815, 2017.