

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

ALANA ELISABETH KUNTZE FERREIRA

ANÁLISE CINEMÁTICA DA MARCHA DE AMPUTADOS
TRANSTIBIAIS: COMPARAÇÃO DOS ENCAIXES KBM E A VÁCUO

DISSERTAÇÃO

CURITIBA

2014

ALANA ELISABETH KUNTZE FERREIRA

**ANÁLISE CINEMÁTICA DA MARCHA DE AMPUTADOS
TRANSTIBIAIS: COMPARAÇÃO DOS ENCAIXES KBM E A VÁCUO**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná como requisito parcial para a obtenção do título de “Mestre em Engenharia Biomédica” – Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Borba Neves

CURITIBA

2014

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação

F383a Ferreira, Alana Elisabeth Kuntze
2014 Análise cinética da marcha de amputados transtibiais
: comparação dos encaixes KBM e a vácuo / Alana Elisabeth
Kuntze Ferreira.-- 2014.
86 f.: il.; 30 cm

Texto em português com resumo em inglês
Dissertação (Mestrado) - Universidade Tecnológica
Federal do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Engenharia
Biomédica, Curitiba, 2014
Bibliografia: f. 76-80

1. Amputados - Reabilitação. 2. Prótese - Testes.
3. Marcha humana - Testes. 4. Membros artificiais.
5. Cinemática. 6. Imagens tridimensionais em medicina.
7. Engenharia biomédica - Dissertações. I. Neves, Eduardo
Borba, orient. II. Universidade Tecnológica Federal do
Paraná - Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica.
III. Título.

CDD 22 -- 610.28

Biblioteca Central da UTFPR, Câmpus Curitiba

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ



Campus Curitiba



Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica

Título da Dissertação Nº 024

“Análise Cinemática da marcha de amputados transtibiais: comparação dos encaixes KBM e a vácuo”

por

Alana Elisabeth Kuntze Ferreira

Esta dissertação foi apresentada como requisito parcial à obtenção do grau de **MESTRE EM CIÊNCIAS (M.Sc.)** – Área de Concentração: Engenharia Biomédica, pelo **Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica (PPGEB)**, – da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (**UTFPR**), *Campus Curitiba*, às **14h00min** do dia **26 de agosto 2014**. O trabalho foi aprovado pela Banca Examinadora, composta pelos professores:

Prof. Eduardo Borba Neves, Dr.
(Presidente – UTFPR)

Prof^a. Luciana Vieira Castilho Weinert, Dr^a.
(UFPR)

Prof. Gilberto Branco, Dr.
(UTFPR)

Visto da coordenação:

Prof. Bertoldo Schneider Jr., Dr.
(Coordenador do PPGEB)

AVISO: A Folha de Aprovação assinada encontra-se na Coordenação do PPGEB

*“Pois da morte me livraste a alma, sim,
livraste da queda os meus pés, para que
eu ande na presença de Deus, na luz da
vida.”*

Salmos 56.13

AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer primeiramente a Deus, meu Pai celestial amado, que me deu a vida, e a Jesus Cristo, meu Salvador e Senhor, que me amou primeiro, me resgatou e agora governa minha vida. Por Ele e pela sua graça cheguei até aqui. A honra, a glória e o louvor são para ti, meu Senhor Jesus.

Ao meu amado marido Valmir Gonçalves, que me apoiou, orou por mim e me ajudou muito nesta fase difícil. Obrigada por me amar, compreender e estar comigo em todos os momentos. Sem você, nada disso seria possível. Te amo muito e eternamente.

Ao meu filho querido Jonas, que entendeu os momentos em que a mamãe estava longe ou em casa “escrevendo o trabalho”. Que com um sorriso, um abraço e um beijo sempre faz com que meu dia fique mais feliz. Te amo, meu príncipe.

A minha mãe Rita pela força e amor com que me criou e ao meu pai Jonas (*in memoriam*) por ser meu exemplo de vida. Agradeço também aos meus irmãos Aline e Bruno e a meus vovôs Ari (*in memoriam*) e Rita. Amo vocês.

Ao meu orientador prof. Dr. Eduardo Borba Neves, pela confiança e paciência. Obrigada por dividir seu conhecimento comigo e por me guiar e impulsionar em cada momento de dificuldade. Admiro muito sua postura ética e a maneira com que me instruiu nesta pesquisa. Obrigada.

A todos os professores do programa. Os ensinamentos de cada um de vocês colaborou muito para minha evolução e crescimento durante esta fase.

Aos amados amigos Ana Carolina, Rodrigo, Dielise, Ilton, Cristina e Alessandro, do Laboratório de marcha do CHR, pelo apoio nas coletas, por cada dica e pelos ensinamentos que recebi de cada um de vocês.

Aos amigos queridos do grupo de Avaliação Global de amputados do CHR, especialmente Ivan, Cesar, Rafaela, Lucinéia e Itala, por me apoiarem sempre e por me ajudarem na indicação e agendamento de voluntários para a pesquisa.

Às colegas da PUC Gisele e Katren o agradecimento pelos conhecimentos compartilhados.

Agradeço também aos diretores e as chefias do CHR, por autorizarem a realização da pesquisa e pelo apoio nos dias de aula do mestrado.

Finalmente, gostaria de agradecer a cada voluntário que participou desta pesquisa pela disponibilidade, paciência e colaboração.

RESUMO

FERREIRA, Alana Elisabeth Kuntze. **Análise Cinemática da marcha de amputados transtibiais: comparação dos encaixes KBM e a vácuo.** 2014. 89 f. (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2014.

Introdução: A amputação transtibial é uma das amputações de membros inferiores mais frequentemente realizada. **Objetivo:** Este trabalho teve por objetivo comparar, através da análise tridimensional da marcha, as alterações de marcha de pacientes com amputação transtibial, previamente treinados, que utilizavam próteses com encaixe *Kondylen Bettung Münster* (KBM) e a vácuo. **Metodologia:** Foram avaliados voluntários com amputação transtibial que utilizavam encaixe KBM ou a vácuo disponibilizados pelo Sistema Único de Saúde (SUS). A amostra final foi de 12 participantes no grupo “KBM” e 5 no grupo “vácuo”. Todos eles passaram por um exame físico, que constou de goniometria, teste de força muscular e coleta de dados antropométricos. Eles também realizaram análise tridimensional (3D) da marcha. Para tal, eles foram paramentados com marcadores reflexivos em pontos anatômicos e os correspondentes da prótese, de acordo com o modelo Helen Hayes e caminharam por uma pista de 10 metros com uma velocidade auto selecionada. O sistema de captura consistiu em 6 câmeras *Hawk* e *software Cortex* versão 1.1.4.368, de captura e edição das caminhadas, ambos da *Motion Analysis Corporation*. A comparação entre os dois grupos foi realizada através da Pontuação do Perfil da Marcha (GPS), das Pontuações das Variáveis da Marcha (GVS) e dos parâmetros de tempo e espaço da marcha. Além disso, foi testada a correlação entre a GPS e as GVS e entre a GPS e os parâmetros de tempo e espaço da marcha. **Resultados:** Os dois grupos obtiveram velocidade da marcha significativamente menores, período de apoio significativamente maior e o tempo de apoio simples menor que o normal. Nos dois grupos ainda, os valores de GPS e GVS foram maiores que o normal, porém o “KBM” apresentou maiores desvios que o “vácuo”. Os maiores desvios do grupo do encaixe KBM foram nas GVS flexão/extensão dos quadris, flexão/extensão dos joelhos e dorsi/plantiflexão do tornozelo MIP, podendo assim caracterizar este como o padrão de desvio do Perfil de Análise do Movimento (MAP) deste grupo. O grupo “vácuo” teve os principais desvios nas GVS dorsi/plantiflexão dos tornozelos, flexão/extensão do joelho MIP e rotação pélvica, sendo este o padrão de desvio do MAP deste grupo. Encontraram-se, portanto, padrões diferentes de desvio nos dois grupos. Os dois grupos apresentaram desvios no MICL, os quais representam as compensações realizadas neste membro para possibilitar uma marcha mais funcional com a prótese. Os participantes que utilizaram o encaixe a vácuo apresentaram marcha mais simétrica que os participantes que utilizavam encaixe KBM. O grupo que utilizava o encaixe a vácuo obteve menores valores de GPS e de algumas GVS que o grupo “KBM”, entre elas estão a flexão/extensão do quadril MIP e MICL, flexão/extensão do joelho MIP e a flexão/extensão do joelho MICL, que foi a única diferença estatisticamente significante entre os grupos de encaixe. O mesmo grupo teve velocidade da marcha maior que o grupo “KBM” e, apesar desta diferença não ter sido significativa, sugere uma maior funcionalidade da marcha com o encaixe a vácuo. **Conclusão:** Pode-se concluir que os indivíduos que utilizaram encaixe a vácuo apresentaram um padrão de marcha mais funcional e com menores desvios que aqueles que utilizaram encaixe KBM, quando comparados através da GPS, das GVS e dos parâmetros de tempo e espaço.

Palavras-chave: Amputação transtibial. Análise Tridimensional da Marcha. GPS e GVS. Encaixe KBM. Encaixe a vácuo.

ABSTRACT

FERREIRA, Alana Elisabeth Kuntze. **Kinematic gait analysis of transtibial amputees: comparison of vacuum and KBM prosthetic fittings.** 2014. 89 p. (Masters in Biomedical Engineering) – Postgraduate Program in Biomedical Engineering, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2014.

Introduction: Transtibial amputation is one of the lower limb amputations more often performed. **Objective:** The aim of this study was to compare, using 3D gait analysis, gait deviations of patients with transtibial amputation, previously trained, using KBM and vacuum prosthetic fittings. **Methodology:** Transtibial amputees that used *Kondylen Bettung Münster* (KBM) and vacuum prosthetic fitting waived by the Sistema Único de Saúde (SUS) were evaluated. The final sample consisted of 12 participants in the "KBM" group and 5 in the "vacuum" group. They all underwent a physical examination, which consisted of goniometry, muscle strength testing and anthropometric data. They also performed three-dimensional (3D) gait analysis. For this, they were vested with reflexive markers on anatomical and prosthetic corresponding landmarks according to the Helen Hayes and walked across a 10-m walkway at their self-selected speed. The capture system consisted of 6 cameras Hawk and the Cortex software version 1.1.4.368 for capturing and editing the trials, both from Motion Analysis Corporation. The Gait Profile Scores (GPS), Gait Variable Score (GVS) and temporal-spatial parameters performed the comparison between the two groups. In addition, we tested the correlation between GPS and GVS and between GPS and temporal-spatial parameters. **Results:** The two groups had significantly lower gait speed, significantly longer period of support and shorter time of single support than normal. In both groups, GPS and GVS values were higher than normal, but the "KBM" showed greater deviations than the "vacuum". The largest deviations from the KBM group was in the GVS hips flexion / extension, knees flexion / extension and ankle dorsi / plantarflexion MIP and can thus characterize this as the deviation pattern of the Movement Analysis Profile (MAP) for this group. The "vacuum" group had major deviations of the GVS ankles dorsi / plantarflexion, knee flexion / extension MIP and pelvic rotation, the deviation pattern of MAP in this group. There were, therefore, different deviation patterns in the two groups. Both groups showed deviations in MICL, which represent the compensation made by this limb to enable a more functional gait with prosthesis. Participants who used vacuum prosthetic fitting showed more a symmetrical gait than participants that used KBM prosthetic fitting. The group that used vacuum prosthetic fitting had lower values of GPS and some GVS than "KBM" group; these include hips flexion / extension, MIP knee flexion / extension and MICL knee flexion / extension, which was the only statistically significant difference between the groups. The same group had greater walking speed than the "KBM" group and, although this difference was not significant, it suggests more functionality of gait with vacuum prosthetic fitting. **Conclusion:** It can be concluded that individuals who used the vacuum prosthetic fitting showed more functional gait pattern and smaller deviations than those that used KBM prosthetic fitting, compared by GPS, GVS and temporal-spatial parameters.

Keywords: Transtibial amputation. Three Dimensional Gait Analysis. Gait Profile Score and Gait Variable Scores. KBM prosthetic fitting. Vacuum prosthetic fitting.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Coto de amputação transtibial	19
Figura 2 - Encaixe KBM. A) Encaixe interno flexível sendo vestido por um usuário; B) Vista lateral da prótese completa	22
Figura 3 - Encaixe a vácuo	22
Figura 4 - Ilustração das fases da marcha. A descrição refere-se ao membro inferior direito. A- Contato Inicial; B- Resposta à carga; C- Apoio Médio; D- Apoio Terminal; E- Pré-balanço; F- Balanço Inicial; G- Balanço Médio; H- Balanço Terminal.....	25
Figura 5 - Disposição dos marcadores reflexivos de acordo com o Modelo Helen Hayes. À esquerda, vista sagital. À direita, vista anterior	26
Figura 6 - Colocação dos marcadores da pelve e sistema de coordenadas deste segmento. SC - marcador do sacro; EIAS D - marcador da espinha ilíaca ântero-superior direita; EIAS E – marcador da espinha ilíaca ântero-superior esquerda; eixo azul y – eixo lateral; eixo amarelo x – eixo anterior; eixo verde z – eixo vertical	27
Figura 7 - Ilustração demonstrando a diferença entre passo e passada	29
Figura 8 - Espaço físico do Laboratório de Análise Tridimensional da Marcha CHR-PR.....	35
Figura 9 - Sala onde foi realizado o Exame Físico	36
Figura 10 - Goniômetro	36
Figura 11 – Balança digital.....	37
Figura 12 - Estadiômetro	37
Figura 13 – Paquímetro digital	37
Figura 14 - Trena	38
Figura 15 – Fita adesiva dupla face	38
Figura 16 – Marcador reflexivo.....	38
Figura 17 – L-frame.....	39
Figura 18 – Bastão de calibração dinâmica	39
Figura 19 - Vista anterior e lateral de duas câmeras Hawk digital da Motion Analysis Corporation (Santa Rosa, CA).....	40
Figura 20 - Software Cortex versão 1.1.4.368.....	40

Figura 21 - Software OrthoTrak versão 6.5.1	40
Figura 22 - Computador Kennex	41
Figura 23 - Graus de classificação da força muscular e descrição de cada um	43
Figura 24 - Participantes paramentados com marcadores reflexivos, de acordo com o modelo Helen-Hayes. a) Vista anterior; b) Vista lateral	46
Figura 25 - Edição das caminhadas. a) Imagem inicial dos marcadores antes da edição; b) Painel de identificação dos marcadores	47
Figura 26 - Imagem do modelo biomecânico de um participante após a identificação dos marcadores. a) Vista anterior; b) Vista lateral	47
Figura 27 - Página inicial do software OrthoTrak versão 6.5.1	48
Figura 28 - Exemplo de gráficos das articulações dos quadris nos planos sagital, coronal e transversal gerados pelo software Orthotrak 6.5.1. Em vermelho, quadril direito e em azul, quadril esquerdo	48
Figura 29 - Exemplo de gráficos finais de cinemática do lado direito de um voluntário da pesquisa. A linha vermelha representa a amplitude de movimento das articulações da pelve, quadril, joelho e tornozelo do participante em um ciclo de marcha. A faixa verde representa o desvio da normalidade de movimento encontrada em indivíduos hígidos. Eixo x: ciclo da marcha (0-100%). Eixo y: ângulo de movimento (°)	49
Figura 30 - Exemplo de MAP de um voluntário. Em vermelho, os valores do lado esquerdo. Em azul, os valores do lado direito. Em verde, os valores da pelve e do GPS total	49

LISTA DE EQUAÇÕES

Equação 1 – Equação de cálculo das GVS	31
Equação 2 – Equação de cálculo da GPS para o lado direito (D) e esquerdo (E) ...	31
Equação 3 – Equação de cálculo da GPS Total	32

LISTA DE GRÁFICOS

- Gráfico 1 – Fluxograma das etapas da coleta dos dados 35
- Gráfico 2 – Boxplots representando a simetria do grupo “KBM”. A) Comprimento do passo do membro inferior protetizado (MIP) e do membro inferior contralateral (MICL). B) Período de apoio do membro inferior protetizado (MIP) e do membro inferior contralateral (MICL). C) GPS do membro inferior protetizado (MIP) e do membro inferior contralateral (MICL). D) Apoio simples do membro inferior protetizado (MIP) e do membro inferior contralateral (MICL). Nos quadros vermelhos, encontram-se os valores de p da comparação dos lados de cada variável 57
- Gráfico 3 – Boxplots representando a simetria do grupo “vácuo”. A) Comprimento do passo do membro inferior protetizado (MIP) e do membro inferior contralateral (MICL). B) Período de apoio do membro inferior protetizado (MIP) e do membro inferior contralateral (MICL). C) GPS do membro inferior protetizado (MIP) e do membro inferior contralateral (MICL). D) Apoio simples do membro inferior protetizado (MIP) e do membro inferior contralateral (MICL). Nos quadros vermelhos, encontram-se os valores de p da comparação dos lados de cada variável 58
- Gráfico 4 – Boxplots da comparação dos tipos de encaixe. A) GPS Total dos grupos “KBM” e “vácuo”. B) GPS MICL dos grupos “KBM” e “vácuo”. C) Flexão/extensão joelho MICL dos grupos “KBM” e “vácuo” 60
- Gráfico 5 – Diagramas de dispersão das variáveis: A) GPS Total e GPS MIP; B) GPS Total e GPS MICL; C) GPS Total e Flexão/extensão do quadril MIP; D) GPS Total e Flexão/extensão do quadril MICL; E) GPS MIP e Flexão/extensão do quadril MIP; F) GPS MIP e Flexão/extensão do quadril MICL; G) GPS Total e Rotação do quadril MIP; H) GPS MIP e rotação do quadril MIP. Os círculos e traços azuis representam os indivíduos do grupo “KBM” e os círculos e traços vermelhos representam os indivíduos do grupo “vácuo”. O ρ em azul é o coeficiente de correlação de Spearman entre as variáveis no grupo “KBM” e o ρ em vermelho é o coeficiente de correlação de Spearman entre as variáveis no grupo “vácuo” 64

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Estatística descritiva da amostra	51
Tabela 2 – Estatística descritiva da amostra em relação ao gênero, à causa e ao lado da amputação	51
Tabela 3 – Teste de Shapiro-Wilk	52
Tabela 4 – Estatística descritiva dos parâmetros de tempo e espaço.....	53
Tabela 5 – Comparação dos parâmetros de tempo e espaço dos grupos “KBM” e “Vácuo” com dados de indivíduos normais.....	53
Tabela 6 – Estatística descritiva GPS	54
Tabela 7 – Comparação do GPS dos grupos “KBM” e “Vácuo” com dados de indivíduos normais.....	54
Tabela 8 – Estatística descritiva GVS (°) e comparação com valores de indivíduos normais.....	55
Tabela 9 – Valor de p da comparação dos dados de tempo e espaço entre os grupos “KBM” e “vácuo”	58
Tabela 10 – Valor de p da comparação do GPS MIP, GPS MICL e GPS Total entre os grupos “KBM” e “vácuo”	59
Tabela 11 – Valor de p da comparação das GVS entre os grupos “KBM” e “vácuo”	59
Tabela 12 – Coeficientes de Correlação de Spearman (ρ) entre o GPS Total e o GPS MIP e GPS MICL.....	60
Tabela 13 – Coeficientes de Correlação de Spearman (ρ) entre o GPS Total e os parâmetros lineares da marcha.....	61
Tabela 14 – Coeficientes de Correlação de Spearman (ρ) entre os valores de GPS e as GVS	62

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

- GPS Pontuação do Perfil da Marcha (Gait Profile Score)
- GVS Pontuação das Variáveis da Marcha (Gait Variable Score)
- KBM Kondylen Bettung Münster
- MICL Membro Inferior Contralateral
- MIP Membro Inferior Protetizado
- SACH Solid Ankle Cushion Heel

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	14
1.1. PROBLEMA	16
1.2. JUSTIFICATIVA	16
1.3. OBJETIVO GERAL	17
1.4. OBJETIVOS ESPECÍFICOS	17
1.5. HIPÓTESE	17
2. REVISÃO DE LITERATURA	18
2.1. AMPUTAÇÃO TRANSTIBIAL	18
2.2. REABILITAÇÃO	19
2.3. COMPONENTES PROTÉTICOS	20
2.4. MARCHA	23
2.4.1. Fases da marcha	23
2.5. ANÁLISE TRIDIMENSIONAL DA MARCHA	26
2.5.1. Cinemática	28
2.5.2. Parâmetros de tempo e espaço da marcha	29
2.6. PONTUAÇÃO DO PERFIL DA MARCHA (GPS – <i>Gait Profile Score</i>) E PONTUAÇÃO DAS VARIÁVEIS DA MARCHA (GVS – <i>Gait Variable Score</i>)	31
3. METODOLOGIA	33
3.1. DELINEAMENTO DO ESTUDO	33
É um estudo de carácter transversal, observacional e descritivo.	33
3.2. ASPECTOS ÉTICOS	33
3.3. AMOSTRA	33
3.3.1. Critérios de Inclusão	34
3.3.2. Critérios de exclusão	34
3.4. LOCAL DA PESQUISA	34
3.5. MATERIAIS E EQUIPAMENTOS	36
3.5.1. Materiais e equipamentos utilizados no Exame Físico e na colocação dos marcadores reflexivos	36
3.5.2. Equipamentos utilizados na Análise Tridimensional da Marcha	39
3.6. PROCEDIMENTOS	41
3.6.1. Exame Físico:	41
3.6.2. Análise da marcha:	45
3.7. PROCESSAMENTO DOS DADOS:	47
3.8. ANÁLISE ESTATÍSTICA	50

4. RESULTADOS	51
4.1. CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA	51
4.2. NORMALIDADE DAS DISTRIBUIÇÕES	52
4.3. ESTATÍSTICA DESCRITIVA E COMPARAÇÃO COM INDIVÍDUOS NORMAIS DOS PARÂMETROS DE TEMPO E ESPAÇO DA MARCHA	53
4.4. ESTATÍSTICA DESCRITIVA E COMPARAÇÃO COM INDIVÍDUOS NORMAIS DA GPS E DAS GVS	54
4.5. SIMETRIA ENTRE O MEMBRO INFERIOR PROTETIZADO E O CONTRALATERAL À AMPUTAÇÃO.....	56
4.6. COMPARAÇÃO ENTRE OS GRUPOS DE ENCAIXE “KBM” E “VÁCUO”	58
4.7. CORRELAÇÃO ENTRE A GPS, PARÂMETROS DE TEMPO E ESPAÇO E GVS	60
5. DISCUSSÃO	65
6. CONCLUSÃO	73
PUBLICAÇÕES RELACIONADAS À DISSERTAÇÃO	75
REFERENCIAL BIBLIOGRÁFICO	76
GLOSSÁRIO	81
APÊNDICE A. TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO	83
APÊNCICE B. EXAME FÍSICO	85
ANEXO A. MODELO HELEN HAYES	86

1. INTRODUÇÃO

A amputação é uma das cirurgias mais antigas que existem e consiste na retirada, total ou parcial, cirúrgica ou traumática, de um segmento corporal (Carvalho, 2003). Ela retira o membro doente e possibilita que o paciente adquira melhora da função deste membro, retirando a dor, restituindo a qualidade de vida do amputado (Brasil, 2013).

Os Estados Unidos, em 2007, contabilizou 1,7 milhões de pessoas amputadas, com uma média de 185.000 novas amputações por ano (Sagawa *et al.*, 2011). Estima-se que a incidência de amputação de membros inferiores no Brasil é de 13,9/100000 habitantes/ano (Spichler *et al.*, 2001), sendo que o Censo de 2009 contabilizou mais de 466.937 amputados no Brasil. No ano de 2011, o Sistema Único de Saúde (SUS), registrou 49.165 procedimentos de amputação, sendo cerca de 94% nos membros inferiores. A principal causa foi de traumas externos (33,1%). Além disso, 17,9% das amputações foram causadas por doenças infecciosas e parasitárias, 16,1% por doenças vasculares, 13,6% decorrentes da diabetes mellitus, 10,4% devido a gangrena, 6,0% foram causadas por doenças do sistema osteomuscular e do tecido conjuntivo, 1,9% por neoplasias, 0,5% por doenças de pele e do tecido subcutâneo e 0,4% por malformações congênitas, deformidades e anomalias cromossômicas (Brasil, 2013).

A amputação transtibial é a mais frequente das amputações de membros inferiores, representando pelo menos o dobro de amputações de outros níveis (Pastre, Carlos M. *et al.*, 2005; Lusardi e Nielsen, 2007; Fritzen, 2012) e caracteriza-se pela secção da tíbia e da fíbula.

A reabilitação destes pacientes é composta por uma equipe multidisciplinar, a qual deve planejar o tratamento terapêutico destes pacientes, para que eles sejam atendidos de maneira integral, objetivando o restabelecimento funcional dos mesmos (Brasil, 2013). O processo de reabilitação é dividido em duas fases: a pré protética e a pós protética. A fase pré protética consiste na preparação do paciente amputado para a colocação da prótese. Nela o fisioterapeuta vai aprimorar/manter a amplitude de movimento articular, força muscular, equilíbrio ortostático e deslocamento com meios auxiliares de locomoção. Além disso, nesta etapa do processo de reabilitação, o coto de amputação, ou seja, o membro residual, deve ser modelado e preparado para receber a prótese (Carvalho, 2003; Lusardi e Nielsen, 2007; Brasil, 2013).

Na fase pós protética, o fisioterapeuta ensina o paciente a colocar a prótese e orienta o treinamento de marcha com ela (Carvalho, 2003; Lusardi e Nielsen, 2007). Neste processo para readquirir a marcha com o uso de prótese é necessário que o amputado seja treinado, para que as compensações e alterações de marcha sejam minimizadas (Wilken e Marin, 2009).

Porém, mesmo que as etapas para protetização sejam completamente seguidas, o indivíduo normalmente apresenta alterações em seu padrão deambulatorio. Estes desvios ocorrem devido a perda da geração de torque ativo, perda do *feedback* somatossensorial e de posicionamento do membro inferior, mobilidade entre o coto e o encaixe, problemas no membro inferior contralateral, dor e limitações dos componentes protéticos (Wilken e Marin, 2009).

A prótese é um dispositivo complexo de substituição do membro amputado e é composta por diversos componentes, entre eles o encaixe e o pé protético (Lusardi e Nielsen, 2007). O encaixe é responsável por fazer contato com o coto e transferir forças do coto para o restante da prótese. O pé protético é utilizado para substituir funções importantes do pé anatômico, tais como proporcionar uma base de suporte estável, absorver a carga e possibilitar plantiflexão controlada na fase de resposta à carga, controlar o avanço da perna no apoio médio, possibilitar elevação do calcanhar e transferência de peso no apoio terminal e preparação adequada para a fase de balanço (Lusardi e Nielsen, 2007).

Existem diversos tipos de pés protéticos, os quais são classificados de acordo com as tarefas funcionais que simulam. Existem os pés articulados, de resposta dinâmica e os não-articulados. Cada tipo de pé possui vantagens e desvantagens um em relação ao outro, porém o mais utilizado é o pé não articulado SACH (*Solid Ankle Cushion Heel*), o qual é composto por um núcleo de madeira, uma quilha rígida e calcanhar macio, feito de material flexível responsável pela absorção do choque e simulação da plantiflexão do contato inicial a resposta à carga (Carvalho, 2003; Lusardi e Nielsen, 2007; Fritzen, 2012).

Entre os encaixes disponíveis para amputados a nível transtibial, o mais utilizado é o KBM (*Kondylen Bettung Münster*). Com ele, a descarga de peso é realizada no tendão patelar e nas partes moles e a suspensão é realizada pelos cêndilos femorais (Carvalho, 2003; Lusardi e Nielsen, 2007). O encaixe a vácuo de descarga de peso total é outro tipo de encaixe dispensado no SUS, no qual a descarga de peso é realizada no coto todo e a suspensão é realizada pelo vácuo criado dentro do encaixe. Cada um destes encaixes possuem vantagens e desvantagens em relação ao outro. Além disso, acredita-se que o padrão de marcha e as alterações encontradas na marcha sejam diferentes com o uso de cada um destes encaixes. Avaliar estas diferenças torna-se importante para guiar a indicação clínica do tipo de encaixe a ser utilizado por cada amputado transtibial.

Uma das melhores ferramentas para avaliar o caminhar destes indivíduos é a análise tridimensional (3D) da marcha, que irá proporcionar ao avaliador dados de cinemática, cinética e de tempo e espaço (Soares *et al.*, 2009). Estes dados auxiliam na detecção de

alterações e compensações na marcha de amputados e conseqüentemente, no planejamento de tratamentos e alterações no alinhamento da prótese que minimizem ou eliminem tais alterações (Rietman *et al.*, 2002).

Para facilitar a compreensão dos dados encontrados na análise tridimensional da marcha, foram desenvolvidas as medidas resumidas da marcha, as quais sumarizam estes dados e os transformam em um número que qualifica a marcha do indivíduo (Schwartz e Rozumalski, 2008; Baker, McGinley, Mh, *et al.*, 2009). A Pontuação do Perfil da Marcha (GPS – *Gait Profile Score*) é uma destas medidas. Seu uso está se ampliando na avaliação de diversas patologias, inclusive nas amputações de membros inferiores. A Pontuação das Variáveis da Marcha (GVS- *Gait Variable Score*) é a pontuação de cada variável de cinemática e possibilita identificar em quais delas o indivíduo avaliado apresentou maior desvio (Baker, McGinley, Mh, *et al.*, 2009). Um estudo prévio constatou que a GPS apresenta potencial para ser utilizada no acompanhamento terapêutico e com estudos de pacientes com amputação de membros inferiores (Kark *et al.*, 2012).

1.1. PROBLEMA

Pacientes que utilizam encaixes KBM e a vácuo apresentam desempenho funcional e desvios da marcha semelhantes ou diferentes?

Em caso de apresentarem diferenças, em quais parâmetros da marcha elas são significativas?

1.2. JUSTIFICATIVA

O sucesso da protetização depende de vários fatores, tais como preparação do coto de amputação no período pré-protetização e treino de marcha com a prótese no período pós-protetização. Na prática observa-se que, apesar da reabilitação, vários desvios e compensações são observados nos indivíduos amputados de membros inferiores (Carvalho, 2003). A análise observacional da marcha realizada pelos profissionais nas clínicas de reabilitação, subjetiva, é muitas vezes insuficiente na detecção de alterações menos perceptíveis no andar destes pacientes. Este problema é resolvido através da análise 3D da marcha desta população, cálculo da GPS e das GVS. Identificar, através das GVS, padrões de desvios de marcha e em quais articulações e planos de movimento eles são mais importantes

ajudaria a planejar melhor o treino de marcha com a prótese de pacientes amputados em nível transtibial, favorecendo o sucesso do processo de protetização.

1.3. OBJETIVO GERAL

Comparar, através da análise 3D da marcha, as alterações de marcha de pacientes com amputação transtibial, previamente treinados, que utilizam prótese com encaixe KBM e a vácuo.

1.4. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Utilizar as GVS e os parâmetros de tempo e espaço para identificar padrões de desvios e compensações da marcha encontrados com o uso de cada tipo de encaixe.
- Verificar se há diferenças significativas no padrão de marcha e na sua funcionalidade entre os encaixes KBM e a vácuo.
- Correlacionar a GVS das variáveis de cinemática com a GPS total.
- Correlacionar a GPS com parâmetros lineares da marcha, tais como velocidade, cadência, comprimento do passo e tempo de apoio simples.

1.5. HIPÓTESE

O padrão de marcha de indivíduos que utilizam prótese a vácuo apresenta desvios menores do que o padrão de marcha de indivíduos com prótese KBM, quando comparados com o padrão de marcha normal.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1. AMPUTAÇÃO TRANSTIBIAL

Estima-se que a incidência de amputação de membros inferiores no Brasil é de 13,9/100000 habitantes/ano (Spichler *et al.*, 2001) e a maior causa é a doença arteriosclerótica oclusiva e complicações da diabetes mellitus (Esquenazi e Iii, 1996).

A amputação transtibial é a mais frequente das amputações de membros inferiores (Pastre, Carlos M. *et al.*, 2005; Fritzen, 2012) chegando a ser duas vezes mais comum que os outros níveis de amputação (Lusardi e Nielsen, 2007). É uma amputação que apresenta como vantagens funcionais: a preservação da articulação do joelho, o menor gasto energético, a marcha mais funcional e a fácil colocação e remoção da prótese em relação a amputações mais proximais (Esquenazi e Iii, 1996; Carvalho, 2003).

Esta amputação é caracterizada pela amputação ao nível da perna, seccionando-se a tíbia e a fíbula nos terços proximal, médio ou distal deste segmento (Figura 1). A amputação transtibial distal apresenta um coto longo, que favorece o controle da prótese, devido a um grande braço de alavanca. É um nível perigoso para pacientes com doenças vasculares, devido ao déficit de aporte sanguíneo nesta região (Carvalho, 2003; Ferguson *et al.*, 2010). Já a amputação transtibial realizada no terço médio da perna é considerada ideal, pois apresenta uma boa cobertura distal, com bom coxim terminal e comprimento do coto adequado (Carvalho, 2003). O nível mais problemático para a protetização de um amputado transtibial é o do terço mais proximal (Lafferrier e Gailey, 2010), pois o coto fica mais susceptível a deformidade em flexão do joelho, além de prejudicar a suspensão e controle da prótese (Carvalho, 2003; Ferguson *et al.*, 2010). Apresenta tendência à deformidade em flexão do joelho, a qual pode dificultar o processo de reabilitação, podendo até impossibilitar a protetização (Carvalho, 2003).

O coto de amputação é denominado como o novo membro e é responsável pelo controle da prótese durante o ortostatismo e a deambulação (Carvalho, 2003; Fritzen, 2012). Ele deve apresentar boas condições de pele e cicatrizes, boa circulação arterial e venosa, ausência de neuromas terminais, espículas ósseas e edema importante. Além disso, é necessário que as articulações proximais à amputação estejam com a amplitude de movimento preservada, sem deformidades e com boa força muscular (Carvalho, 2003). A principal dificuldade deste nível de amputação é a adaptação de um cartucho confortável que transfira

adequadamente o peso corporal e possibilite o bom controle da prótese (Rose e Gamble, 1998).



Figura 1– Coto de amputação transtibial
Fonte: A autora, 2014

2.2. REABILITAÇÃO

A reabilitação de amputados de membros inferiores tem como objetivo restaurar a função do membro inferior amputado e restabelecer a marcha e outras atividades funcionais, atingindo o maior nível funcional possível (Soares *et al.*, 2009; Yeung *et al.*, 2012). Muitos fatores influenciam o sucesso da reabilitação pós-amputação, entre eles estão a idade, condições de saúde, aspectos cognitivos, comorbidades, causas da amputação e o nível da amputação (Lusardi e Nielsen, 2007).

Na fase de pré-protetização, os objetivos são: proporcionar independência funcional do paciente, preparar o coto para a futura protetização, alongar e fortalecer musculatura residual e do membro inferior contralateral, trabalhar propriocepção, equilíbrio, coordenação e treino de mobilidade com meios auxiliares de locomoção (Esquenazi e Iii, 1996; Carvalho, 2003; Pastre, Carlos M *et al.*, 2005).

A estabilidade de volume do coto de amputação é essencial para o sucesso da protetização. Se a prótese for colocada com pouco tempo após a amputação, o encaixe pode ficar largo rapidamente devido à instabilidade do coto de amputação. Por isso, o enfaixamento adequado e precoce do coto é de suma importância (Pastre, Carlos M *et al.*, 2005; Boer-Wilzing *et al.*, 2011).

A fase de pós-protetização é a última de todo o processo de reabilitação e consiste no treino do paciente com a prótese, desde sua colocação até o treino de marcha com ela. Este processo é determinante para o uso ou não da prótese pelo paciente e vai determinar padrões de marcha e desvios de marcha (Carvalho, 2003).

O fisioterapeuta ensina ao paciente amputado como controlar a prótese, realizar tomada de peso no membro inferior protetizado e como utilizar a propriocepção, de maneira gradual e individual. Os problemas decorrentes do uso inicial da prótese e os desvios de marcha devem ser detectados, avaliados e corrigidos pelo fisioterapeuta (Lusardi e Nielsen, 2007; Robinson *et al.*, 2010).

O objetivo do treino de marcha com a prótese é atingir o nível máximo de independência e segurança com mínimo de gasto energético extra. O nível funcional a ser atingido é individual e, por isso, o treino também deve levar em consideração estas particularidades (Robinson *et al.*, 2010). O objetivo de todo o processo de reabilitação é que o paciente atinja seu maior potencial funcional com a prótese (Lusardi e Nielsen, 2007).

2.3. COMPONENTES PROTÉTICOS

As próteses foram criadas para substituir a função de membros perdidos e possibilitar o retorno do indivíduo à sociedade e a uma vida produtiva. Há evidências de uso de próteses desde antes do século 15 a.C, porém um aprimoramento tecnológico mais evidente se deu à partir de 1945, quando vários soldados amputados na Segunda Guerra Mundial começaram a exigir próteses mais modernas (Laferrier e Gailey, 2010). Este aprimoramento aumentou a diversidade de componentes protéticos e técnicas de produção para possibilitar ao amputado atingir um nível funcional cada vez mais próximo do normal (Esquenazi e Iii, 1996; Laferrier e Gailey, 2010).

Uma prótese possui muitos componentes, os quais são essenciais para o seu bom funcionamento. A fixação entre a prótese e o coto de amputação é determinante para o sucesso da protetização, pois permite que o amputado sinta segurança ao deambular e que seu potencial funcional seja totalmente aproveitado. Por isso, o encaixe é considerado a parte mais importante de uma prótese (Laferrier e Gailey, 2010; Robinson *et al.*, 2010). Ele, junto com o sistema de suspensão, afetam muito o conforto, a mobilidade e satisfação do indivíduo amputado (Ali *et al.*, 2012). É através do encaixe que a contração isométrica da musculatura

do coto de amputação transmite forças para mover a prótese e manter o controle desta durante a marcha (Laferrier e Gailey, 2010).

O grande desafio dos protesistas é confeccionar um encaixe que fixe o coto de amputação à prótese, sem causar problemas na pele e dor (Beil e Street, 2004). Áreas que não estão preparadas para receber o peso do corpo, passam a recebê-lo, tornando o processo de adaptação à prótese difícil, já que o coto transtibial possui proeminências ósseas (Robinson *et al.*, 2010).

Um encaixe adequado interage dinamicamente com o coto de amputação, realiza a transmissão adequada do peso e das forças para a movimentação da prótese e controle desse movimento (Laferrier e Gailey, 2010; Papaioannou *et al.*, 2010). Um encaixe mal confeccionado ou largo pode causar pistonamento, irritações ou ferimentos na pele, desconforto, dor, podendo levar ao abandono da prótese (Klute *et al.*, 2011).

As principais funções de um mecanismo de suspensão de uma prótese são fixar e suspender a prótese ao coto e diminuir o movimento que ocorre na interface osso-pele-*liner*-cartucho durante a deambulação, além de proporcionar conforto ao coto de amputação (Carvalho, 2003; Laferrier e Gailey, 2010; Klute *et al.*, 2011; Gholizadeh, Osman, Eshraghi, *et al.*, 2012). Existem diversos meios de realizar a suspensão da prótese ao coto de amputação, entre eles estão a suspensão supracondilar e suspensão a vácuo com revestimento de silicone (Ali *et al.*, 2012).

O encaixe KBM (*Kondylen Bettung Münster*), desenvolvido em 1968, é o mais utilizado entre os amputados transtibiais. Possui um revestimento interno flexível em polifórmio, o qual é responsável por dar conforto ao coto de amputação (Ali *et al.*, 2012) e um externo rígido laminado. O encaixe rígido possui, na sua parede anterior, um contorno interno que converte o tendão patelar numa superfície de sustentação de peso (Kapp e Miller, 2009). As paredes medial e lateral envolvem os côndilos femorais e são responsáveis pela suspensão da prótese e para controlar as forças mediolaterais e rotacionais aplicadas ao membro residual (Figura 2). A parede lateral é moldada proporcionando alívio a cabeça da fíbula. A parede posterior destina-se a aplicar uma força dirigida anteriormente para manter o tendão patelar na barra (Kapp e Miller, 2009). O contato total é essencial e a descarga de peso é realizada, além do tendão patelar, nos tecidos moles (Carvalho, 2003; Robinson *et al.*, 2010; Fritzen, 2012).

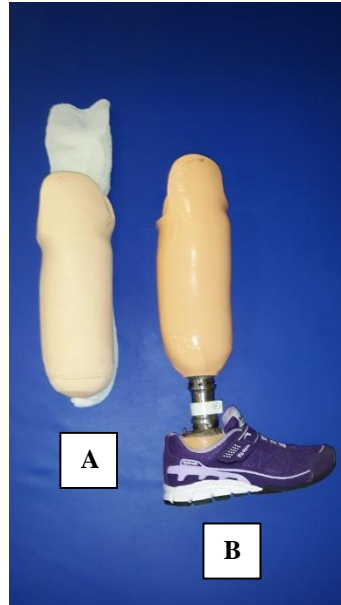


Figura 2– Encaixe KBM. A) Revestimento interno flexível; B) Vista lateral do encaixe rígido
Fonte: A autora, 2014

A Figura 3 mostra uma prótese com encaixe a vácuo de descarga de peso total. Ele é constituído de um revestimento de silicone, um encaixe rígido com uma válvula de expulsão unidirecional na região distal e uma manga de vedação hermética exterior. A válvula remove o ar do encaixe, criando assim um ambiente de vácuo negativo, o que faz com que a fixação da prótese ao coto seja mais eficiente (Kapp e Miller, 2009). Fluidos entram no coto quando o paciente realiza atividades sem suporte de peso, evitando o deslocamento vertical (pistonamento) que ocorre por perda de volume (Klute *et al.*, 2011). O peso é distribuído por todo o coto, diferentemente do KBM (Kapp e Miller, 2009).



Figura 3– Encaixe a vácuo
Fonte: A autora, 2014

O revestimento de silicone vem sendo usado desde os anos 90 e é um dos preferidos pelos indivíduos com amputação transtibial porque ele proporciona melhor suspensão, fixação com o encaixe, funcionalidade, aumento do conforto, diminuição das dores e melhor proteção à pele do coto (Laferrier e Gailey, 2010; Ali *et al.*, 2012; Gholizadeh, Osman, Eshraghi, *et al.*, 2012). Melhora o conforto e a satisfação do paciente, já que distribui a pressão através do encaixe e alivia as proeminências ósseas (Kapp e Miller, 2009). Em comparação com o revestimento de espuma de polietileno, o revestimento de silicone diminui o pistonamento com o encaixe (Gholizadeh, Osman, Eshraghi, *et al.*, 2012). As maiores desvantagens deste revestimento são a baixa durabilidade e o alto custo (Lusardi e Nielsen, 2007).

O pé protético tem a função de substituir o pé anatômico, o qual provém uma base de suporte estável, permite absorção de impacto e propulsão durante a marcha normal (Esquenazi e Iii, 1996). O pé SACH (*Solid Ankle Cushion Heel*) foi desenvolvido nos anos 50 pelo cirurgião Dr. Verne Inman e pelo engenheiro Eugene Murphy e ainda é o pé mais utilizado por amputados (Laferrier e Gailey, 2010). É um pé não articulado que é composto por um núcleo de madeira e uma quilha rígida, revestida por uma borracha flexível cosmética. O calcanhar é composto por um material flexível com densidades variadas, que dependem do peso do paciente (Carvalho, 2003; Lusardi e Nielsen, 2007; Fritzen, 2012). Este tipo de pé é muito bom na absorção do impacto durante o contato inicial e simula flexão plantar na resposta a carga. Isso possibilita uma progressão controlada e suave do peso através do contato inicial ao apoio médio (Rose e Gamble, 1998; Lusardi e Nielsen, 2007). É um pé muito seguro, leve, barato e durável (Carvalho, 2003; Lusardi e Nielsen, 2007). O movimento é realizado pela maciez do calcanhar (Robinson *et al.*, 2010).

2.4. MARCHA

2.4.1. Fases da marcha

A marcha humana é um processo de locomoção do corpo ereto, que se apoia primeiro em uma dos membros inferiores e depois no outro. Sua descrição é realizada através do que acontece em um ciclo, o qual corresponde do contato de um determinado pé com o solo até o momento em que este mesmo pé toque o solo (Rose e Gamble, 1998; Perry, 2005; Baker, 2013).

Um ciclo de marcha é dividido em dois períodos: apoio e balanço. O apoio é período em que o pé está em contato com o solo e corresponde a aproximadamente 60% do ciclo da marcha. No período de balanço, o pé está no ar para o avanço do membro e corresponde a aproximadamente 40% do ciclo de marcha (Rose e Gamble, 1998; Perry, 2005). A principal função do membro inferior no apoio é sustentar o peso do corpo, enquanto o outro membro inferior avança (Wilken e Marin, 2009).

O apoio é subdividido em três intervalos: primeiro duplo apoio, apoio simples e segundo duplo apoio. O primeiro duplo apoio é o tempo em que os dois pés estão em contato com o solo após o contato inicial e corresponde de 20 a 30% do ciclo de marcha. O apoio simples é o tempo em que o corpo é suportado por apenas um membro inferior, após a retirada do outro do solo. O segundo duplo apoio começa quando o membro inferior contralateral realiza o contato inicial e continua até que o membro inicial de apoio saia do chão (Perry, 2005; Wilken e Marin, 2009; Baker, 2013).

A duração do apoio simples é o melhor indicador da capacidade de suporte de peso de um membro. Pode ser, portanto utilizado para verificar assimetrias entre os membros inferiores e avaliar a capacidade do paciente amputado realizar transferência de peso para o membro inferior protetizado (Perry, 2005).

A figura 4 mostra a caracterização das fases da marcha. O período de apoio é dividido em contato inicial, resposta à carga, apoio médio, apoio terminal e pré-balanço. O contato inicial (0 a 2% do ciclo da marcha) é caracterizado pelo momento em que o pé toca o solo, sendo na marcha normal realizado com o calcanhar (Rose e Gamble, 1998; Perry, 2005). A fase de resposta à carga (0 a 10% do ciclo de marcha) corresponde ao momento em que ocorre absorção do impacto do membro, antes em balanço, com o solo, e caracteriza-se pelo aplainamento do pé (Perry, 2005; Fritzen, 2012). Nesta fase ocorre o primeiro mecanismo de rolamento ou do calcanhar, o qual facilita a progressão de todo o membro em apoio. É caracterizado pela queda suave do antepé que rola sobre o calcanhar (Rose e Gamble, 1998; Perry, 2005).

No apoio médio (10 a 30% do ciclo de marcha), o corpo avança sobre o pé estacionário por meio do rolamento do tornozelo (segundo mecanismo de rolamento), enquanto o outro membro está em balanço. Nesta fase, a tíbia avança sobre o pé apoiado, através de uma dorsiflexão passiva do tornozelo (Rose e Gamble, 1998; Perry, 2005). A elevação do calcanhar caracteriza o início da fase de apoio terminal (30 a 50% do ciclo da marcha), durante o qual o peso do corpo descola-se para frente sobre o antepé (Perry, 2005).

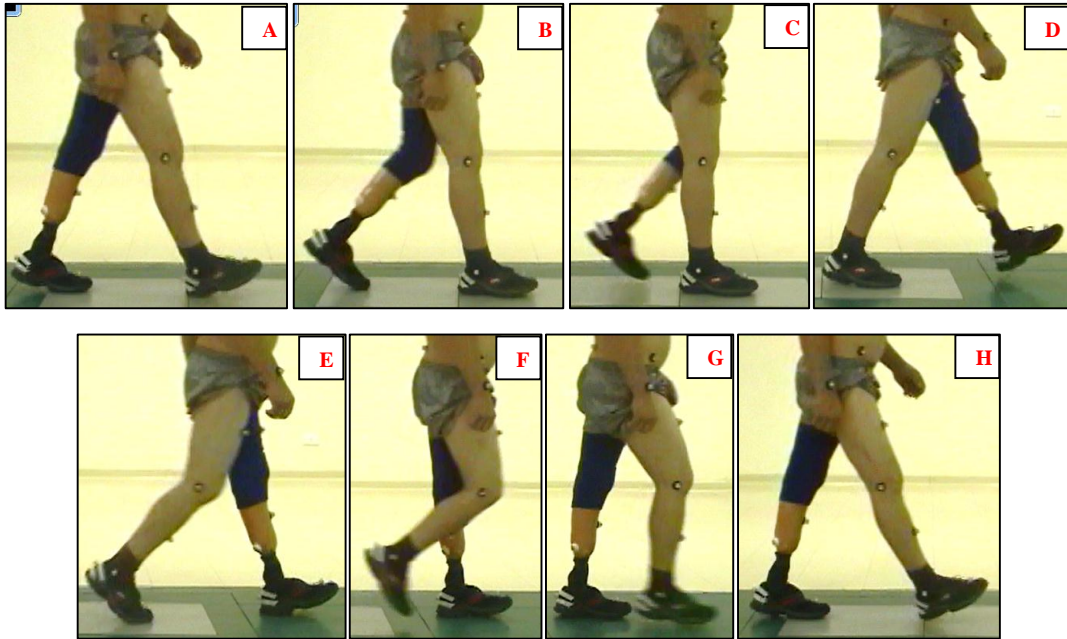


Figura 4 – Ilustração das fases da marcha. A descrição refere-se ao membro inferior direito. A- Contato Inicial; B- Resposta à carga; C- Apoio Médio; D- Apoio Terminal; E- Pré-balanço; F- Balanço Inicial; G- Balanço Médio; H- Balanço Terminal.

Fonte: A autora, 2014

Na fase de pré-balanço (50 a 60% do ciclo da marcha) ocorre o terceiro mecanismo de rolamento, ou do antepé, realizado sobre a cabeça dos metatarsos. Este rolamento serve para impulsionar o membro para o balanço, com a contração dos músculos tríceps surais (Perry, 2005).

O período de balanço é dividido em balanço inicial, balanço médio e balanço terminal (Rose e Gamble, 1998; Perry, 2005; Fritzen, 2012). Na fase de balanço inicial (60 a 73% do ciclo da marcha) ocorre a elevação do pé do solo e a aceleração do membro inferior para frente, enquanto o quadril flete, devido à contração dos flexores do quadril (Czerniecki, 1996; Perry, 2005; Fritzen, 2012).

No balanço médio (73 a 87% do ciclo da marcha) o membro ultrapassa lateralmente o membro inferior contralateral (Perry, 2005). A fase de balanço terminal (87 a 100% do ciclo da marcha) é aquela em que o membro inferior desacelera, enquanto prepara-se para o apoio, estendendo o joelho e posicionando o tornozelo em posição neutra (Czerniecki, 1996; Perry, 2005; Fritzen, 2012).

2.5. ANÁLISE TRIDIMENSIONAL DA MARCHA

A análise tridimensional (3D) da marcha é o processo pelo qual se determina o que faz com que uma pessoa ande de determinada maneira. (Baker, 2013). A análise tridimensional da marcha gera medidas de cinemática, dados de tempo e espaço, eletromiografia e cinética que comunicam ao examinador como o indivíduo deambula (Soares *et al.*, 2009). Este estudo usou em sua análise apenas os dados de tempo e espaço e a cinemática.

Uma análise 3D da marcha adequada exige a colocação precisa de marcadores na pele e conhecimento do modelo biomecânico utilizado (Mcginley *et al.*, 2009). Neste estudo utilizou-se o modelo biomecânico Helen Hayes (Figura 5), o qual é utilizado na orientação da colocação de marcadores reflexivos em pontos específicos para a análise de movimento em humanos. É um modelo muito utilizado nos laboratórios de análise 3D da marcha (Groen *et al.*, 2012).

Os marcadores são posicionados para definir eixos e planos. As câmeras de infravermelho veem a esfera reflexiva do marcador e, através dos dados bidimensionais (2D) de duas ou mais câmeras, computa as coordenadas 3D de cada marcador (Chiari *et al.*, 2005; Baker, 2013). Para que o posicionamento e deslocamento de cada marcador seja preciso e gere dados corretos de cinemática e cinética, o centro da esfera do marcador deve ser posicionado com precisão (Croce *et al.*, 2005; Baker, 2013).



Figura 5 – Disposição dos marcadores reflexivos de acordo com o Modelo Helen Hayes. À esquerda, vista sagital. À direita, vista anterior

Fonte: A autora, 2014

E desta colocação precisa de marcadores, que correspondem a pontos e eixos anatômicos específicos, depende a determinação dos centros de rotação articular e dos eixos de movimentos, para assim calcular os ângulos de movimento de cada articulação durante a marcha (Charlton *et al.*, 2004).

Cada segmento do modelo de análise da marcha tem um sistema de coordenadas, o qual permite a descrição de sua orientação. Ele é formado por três eixos: vertical, anterior e lateral. Estes eixos descrevem planos anatômicos para cada segmento. O plano sagital é formado pelos eixos anterior e vertical, e sobre ele ocorrem os movimentos de flexão e extensão. No plano coronal, formado pelos eixos vertical e lateral, ocorrem os movimentos de abdução e adução. Finalmente, o plano transversal é formado pelos eixos lateral e anterior e nele acontecem os movimentos de rotação interna e externa (Baker, 2013).

A figura 6 mostra o modelo utilizado no estudo e como é determinado o sistema de coordenadas da pelve. A escolha da pelve como exemplo é porque o centro articular da pelve vai determinar o centro articular do quadril e, conseqüentemente, os demais centros articulares (Croce *et al.*, 2005), já que o modelo Helen Hayes é considerado hierárquico (Schwartz *et al.*, 2004; Groen *et al.*, 2012; Baker, 2013).

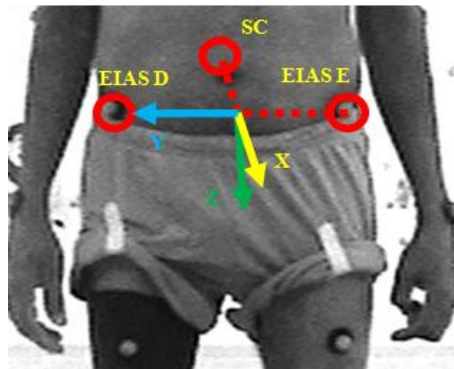


Figura 6 – Colocação dos marcadores da pelve e sistema de coordenadas deste segmento. SC - marcador do sacro; EIAS D - marcador da espinha íliaca anterossuperior direita; EIAS E – marcador da espinha íliaca anterossuperior esquerda; eixo azul y – eixo lateral; eixo amarelo x – eixo anterior; eixo verde z – eixo vertical.

Fonte: A autora, 2014

O sistema de coordenadas da pelve é determinado pelos dois marcadores das EIAS e pelo marcador do sacro (Baker, 2013). As duas EIAS são usadas para determinar o eixo y, direcionado da EIAS esquerda para a EIAS direita. O eixo z é direcionado inferiormente e é perpendicular ao plano que contém os marcadores das EIAS e do sacro. O eixo x é

direcionado para frente e é determinado pelo cruzamento dos eixos y e z (Corporation, 2007) (Figura 6).

A análise 3D da marcha em amputados transtibiais pode mostrar resultados consistentes que ajudam a entender as estratégias usadas por estes indivíduos durante a deambulação (Rietman *et al.*, 2002; Soares *et al.*, 2009).

Alguns dos fatores que podem atrapalhar a consistência desta análise são os componentes protéticos utilizados e o processo de reabilitação pelos quais cada indivíduo passou. Estudos que controlam essas características devem ser realizados (Soares *et al.*, 2009).

2.5.1. Cinemática

A cinemática informa sobre o posicionamento das articulações e seu grau de mobilidade durante o ciclo da marcha (Fritzen, 2012; Baker, 2013). O tornozelo tem uma amplitude média total de 30° durante a marcha normal. O contato inicial é realizado com o tornozelo neutro ou em leve flexão plantar. A seguir ocorre um arco de flexão plantar (até 7°) durante a resposta à carga, seguido por uma dorsiflexão (até 10°) enquanto a tíbia avança (segundo mecanismo de rolamento). No pré-balanço, ocorre uma rápida flexão plantar, que alcança o máximo de 30°. Durante o balanço o tornozelo permanece neutro (Perry, 2005).

No amputado utilizando o pé SACH, o tornozelo permanece em uma posição única, apenas simulando alguns movimentos (Carvalho, 2003; Lusardi e Nielsen, 2007). Na fase de resposta à carga o aplainamento do pé protético ocorre pela compressão do calcanhar, ao invés de uma plantiflexão do tornozelo fisiológico (Wilken e Marin, 2009).

No plano sagital, a articulação do joelho apresenta uma amplitude de movimento normal de 0° a 65°. No contato inicial, espera-se que o joelho esteja com uma flexão em torno de 5°, passando para uma rápida flexão de 18° na recepção de carga. Na fase de apoio médio o joelho vai estendendo até alcançar mais ou menos 3° de extensão. No apoio terminal, ele começa a fletir até atingir um pico de aproximadamente 65° no balanço. Ao final da fase de balanço, o joelho se estende completamente para preparar o membro inferior para o apoio (Perry, 2005; Fritzen, 2012). Ocorre rotação de 8° no plano transversal e abdução de 8° no plano frontal (Perry, 2005).

Alguns estudos verificaram que a flexão do joelho do paciente amputado durante a resposta à carga e durante o apoio terminal é menor que o encontrado em indivíduos normais.

Acredita-se que isto ocorre devido à falta de mobilidade em flexão plantar do pé protético (Bateni e Olney, 2002).

Durante a marcha normal, o quadril está em flexão de aproximadamente 20° no contato inicial e se estende gradualmente até alcançar um ângulo de máxima extensão de 20° no apoio terminal. Durante o pré-balanço ele começa a fletir e atinge o pico de flexão de 25° no balanço médio. No plano coronal ocorre um arco de movimento pequeno (15°) e no plano transversal é de 8° (Perry, 2005).

No membro inferior amputado, pode verificar-se um aumento da flexão do quadril no apoio devido à flexão do joelho no apoio, a tendência ao aumento do comprimento do passo com este membro e de uma postura do corpo para frente (Bateni e Olney, 2002; Fritzen, 2012). Durante cada passada da marcha sem alterações, a pelve move-se em três direções. A pelve inclina-se 4° anteroposteriormente no plano sagital, 7° no plano coronal e realiza 10° de rotação anteroposterior no plano transversal (Perry, 2005).

2.5.2. Parâmetros de tempo e espaço da marcha

Os parâmetros lineares da marcha são descritos referentes a um ciclo da marcha. Um ciclo de marcha é equivalente a uma passada, ou seja, é formado por um passo de um pé, seguido de outro passo do outro pé (Perry, 2005; Baker, 2013). Já o passo é o movimento de um pé a frente do outro (Perry, 2005). Esta diferença é um conceito importante e está ilustrado na Figura 7.

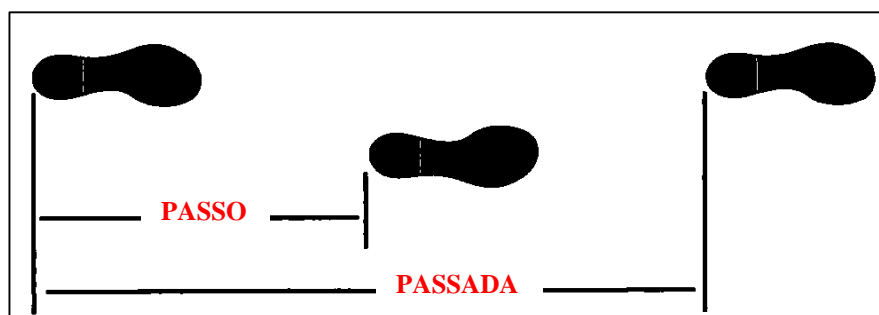


Figura 7 – Ilustração demonstrando a diferença entre passo e passada
 Fonte: Adaptado de Perry (2005).

O comprimento do passo é a distância que um pé percorre a frente do outro pé a cada passo. E o comprimento da passada é a distância entre o toque de um pé com o solo até o próximo toque do mesmo pé (Wilken e Marin, 2009; Baker, 2013). Ambos são medidos em

centímetros (cm). A passada média para indivíduos normais é de 141 cm. Em homens e mulheres sem alterações musculoesqueléticas, os valores são de 146 cm e 128 cm, respectivamente (Perry, 2005).

A largura do passo é a distância médio-lateral entre os pés. A distância entre os calcanhares é comumente utilizada, porém, na análise tridimensional utilizam-se os centros articulares dos tornozelos (Baker, 2013). O valor normal é de 7 a 9 cm (Neumann, 2002)

A cadência representa o número de passos por minuto e possui uma média de 113 passos por minuto (passos/min) em indivíduos normais. As mulheres possuem cadência maior (117 passos/min) que os homens (111 passos/min) para compensar o comprimento menor da sua passada (Perry, 2005).

A velocidade da marcha é a distância percorrida num determinado tempo. Seu valor para pessoas normais andando em uma superfície plana é de 82 m/min para adultos saudáveis. Homens deambulam com velocidade média de 80 a 90 m/min, enquanto as mulheres possuem velocidade média de marcha de 73 a 81 m/min. O desvio padrão para a marcha normal é de aproximadamente 10% do valor médio (Perry, 2005). A velocidade está relacionada à cadência e ao comprimento da passada (Baker, 2013). Ela influencia fortemente a carga, o alinhamento e o movimento das diferentes articulações durante o ciclo de marcha (Wilken e Marin, 2009).

O indivíduo com amputação transtibial apresenta marcha com velocidade, cadência e comprimento da passada diminuídos. O comprimento do passo e o tempo de balanço com o membro inferior amputado são maiores em comparação com o membro inferior intacto. Além disso, os tempos de apoio e de apoio simples são menores que com o membro inferior contralateral à amputação (Czerniecki, 1996; Bateni e Olney, 2002; Soares *et al.*, 2009). Uma das causas da assimetria é a instabilidade do apoio com o membro inferior protetizado e pela pouca mobilidade do pé SACH (Soares *et al.*, 2009).

Estudos encontraram que a média de velocidade da marcha de indivíduos amputados é de 90 cm/s a 140 cm/s (Soares *et al.*, 2009). A melhor maneira de avaliar a marcha deste grupo é a velocidade auto selecionada, pois ela minimiza os erros de interpretação dos dados (Soares *et al.*, 2009).

2.6. PONTUAÇÃO DO PERFIL DA MARCHA (GPS) E PONTUAÇÃO DAS VARIÁVEIS DA MARCHA (GVS)

Para que a análise do padrão de marcha do indivíduo seja mais rápida e objetiva, foram criadas as medidas resumidas da marcha, que sumarizam os dados de cinemática em uma única nota (Schwartz e Rozumalski, 2008; Baker, Mcginley, Mh, *et al.*, 2009).

A Pontuação do Perfil da Marcha (GPS – *Gait Profile Score*) é uma dessas medidas e qualifica a marcha de determinado indivíduo. São utilizadas para o cálculo 15 variáveis cinemáticas: obliquidade pélvica, inclinação pélvica e rotação pélvica do lado esquerdo; flexão/extensão, abdução/adução e rotação dos quadris (direito e esquerdo); flexão/extensão dos joelhos (direito e esquerdo); dorsi/plantiflexão dos tornozelos e ângulo de progressão dos pés (direito e esquerdo) (Baker, Mcginley, Mh, *et al.*, 2009; Baker *et al.*, 2012; Baker, 2013)

Inicialmente, calcula-se o valor médio quadrático (RMS- *root mean square*) da diferença entre uma variável da marcha de um indivíduo e os dados médios de um grupo de indivíduos normais, calculado através do ciclo de marcha para os lados direito e esquerdo. Essa diferença é chamada de Pontuação das Variáveis da Marcha (GVS - *Gait Variable Score*) para cada variável. A Equação 1 ilustra o cálculo da GVS de uma determinada variável da marcha (x) (Baker *et al.*, 2012). Como o ciclo da marcha é dividido de 2 em 2%, é realizada a média aritmética entre 51 valores.

$$GVS_x = \sqrt{\frac{1}{51} (x_1^2 + x_2^2 + \dots + x_{51}^2)}$$

Equação 1– Equação de cálculo das GVS
Fonte: Adaptado de Baker (2012).

Para gerar a GPS do lado direito e do lado esquerdo utilizam-se as 9 GVS dos respectivos lados (Equação 2). A GPS total é o RMS de todas as 15 GVS (Equação 3). (Baker, Mcginley, Mh, *et al.*, 2009; Baker *et al.*, 2012; Baker, 2013).

$$GPS_{D,E} = \sqrt{\frac{1}{9} (GVS_1^2 + GVS_2^2 + \dots + GVS_9^2)}$$

Equação 2 – Equação de cálculo da GPS para os lados direito (D) e esquerdo (E)
Fonte: Adaptado de Baker (2012).

$$GPS_{Total} = \sqrt{\frac{1}{15} (GVS_1^2 + GVS_2^2 + \dots + GVS_{15}^2)}$$

Equação 3 – Equação de cálculo da GPS Total
Fonte: Adaptado de Baker (2012).

As GVS para as variáveis da marcha nos membros inferiores direito e esquerdo podem ser agrupados em forma gráfica para formar o Perfil de Análise do Movimento (MAP – *Movement Analysis Profile*), o qual possibilita a observação de quais variáveis da cinemática da marcha de determinado indivíduo possuem maior alteração (Baker, Mcginley, Mh, *et al.*, 2009; Baker, 2013).

A GPS e as GVS são representados em graus (°), mas apesar disso, eles não indicam em que direção e momento do ciclo da marcha as alterações acontecem. Portanto o MAP deve ser uma ferramenta utilizada em conjunto com os gráficos de cinemática do sujeito estudado (Beynon *et al.*, 2010).

A GPS e a GVS demonstraram ter correlação com a avaliação de profissionais que trabalham com análise de marcha ((Beynon *et al.*, 2010) e também demonstraram ter potencial para serem utilizadas na avaliação de indivíduos com amputação transtibial (Kark *et al.*, 2009).

Um estudo utilizou o MAP para analisar a assimetria e diferenças entre dois níveis de amputação. Eles realizaram análise 3D da marcha em sete amputados a nível transfemoral e oito com amputação transtibial. As variáveis do MAP conseguiram diferenciar os dois níveis de amputação e detectaram assimetrias (Kark *et al.*, 2009).

Em outro estudo, os mesmo autores, utilizaram algumas medidas resumidas da marcha, entre elas a GPS e o MAP, em 20 indivíduos amputados de membros inferiores, estabelecendo a habilidade de cada medida em diferenciar os níveis de amputação. Os pesquisadores encontraram algumas estratégias utilizadas por amputados transfemorais (8) durante a marcha. Para os amputados transtibiais (12) o joelho teve maior alteração (Kark *et al.*, 2012). Os autores concluíram que apesar dos importantes achados, a amostra foi pequena, composta por indivíduos que utilizavam componentes protéticos variados e que passaram por reabilitação em centros diversos. Todos estes fatores podem interferir nos resultados encontrados (Kark *et al.*, 2012).

Ferreira et al (2013) avaliaram 5 indivíduo com amputação transtibial que utilizavam encaixe KBM e pé SACH. Eles chegaram à conclusão de que a GPS e o MAP foram úteis na detecção de alterações da marcha de amputados transtibiais (Ferreira *et al.*, 2013).

3. METODOLOGIA

Este capítulo apresentará os procedimentos metodológicos que nortearam o presente estudo. Abordará o delineamento do estudo, a caracterização da amostra, os critérios de inclusão e exclusão da amostra, o local da pesquisa, os instrumentos e procedimentos utilizados, além do tratamento estatístico.

3.1. DELINEAMENTO DO ESTUDO

É um estudo de caráter transversal, observacional e descritivo.

3.2. ASPECTOS ÉTICOS

A proposta de estudo foi submetida e aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Uniandrade-PR (CEP-UNIANDRADE/PR), sob o número de protocolo N° 524.865, CAAE n° 27353614.9.0000.5218.

3.3. AMOSTRA

A seleção dos indivíduos aconteceu pelo banco de dados da Avaliação Global de amputados do Centro Hospitalar de Reabilitação do Paraná (CHR), que é um procedimento padrão de inclusão dos pacientes no programa de reabilitação e do qual a pesquisadora faz parte. O convite aos participantes foi feito por telefone e pessoalmente. Os que aceitaram o convite leram e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (Apêndice A) e tiveram sua coleta agendada pela pesquisadora. Foram selecionados os indivíduos que atenderam aos critérios de inclusão do presente estudo.

A amostra inicial do estudo constou de 20 indivíduos com amputação a nível transtibial unilateral, sendo 13 que utilizavam encaixe tipo KBM (grupo “KBM”) e 7 com encaixe com suspensão a vácuo (grupo “vácuo”), ambos dispensados pelo SUS. Todos eles realizaram o processo de reabilitação no CHR-PR e utilizavam a prótese há pelo menos dois meses.

Após a coleta dos dados um voluntário do grupo “KBM” foi excluído, pois ele possuía fêmur curto congênito. Dois indivíduos do grupo “vácuo” foram excluídos. Um deles

possuía uma limitação considerável na flexão do joelho no lado amputado e outro apresentou problemas relacionados ao encaixe.

Portanto a amostra final constou de 17 amputados transtibiais (12 do grupo “KBM” e 5 do grupo “vácuo”).

Os dados de 88 indivíduos sem alterações musculoesqueléticas foram utilizados como referência de padrão normal da marcha. Estes dados foram gentilmente cedidos pelo laboratório de marcha do hospital Albert Einstein de São Paulo.

3.3.1. Critérios de Inclusão

- Ter sofrido amputação transtibial unilateral de qualquer causa.
- Ter sido reabilitado no CHR-PR há pelo menos dois meses.
- Utilizar sua prótese para deambulação comunitária sem a necessidade de uso de meios auxiliares de locomoção.
- Ter encaixe protético tipo KBM (*Kondylen Bettung Münster*) ou com suspensão a vácuo com *liner* de silicone e pé SACH.

3.3.2. Critérios de exclusão

- Possuir complicações de origem musculoesquelética, neurológica e/ou circulatória que comprometam a qualidade da marcha.

3.4. LOCAL DA PESQUISA

A coleta dos dados foi realizada no Laboratório de Análise Tridimensional da marcha do CHR-PR, localizado em Curitiba-PR (Figura 8), onde cada participante compareceu no dia e horário marcados.



Figura 8 – Espaço físico do Laboratório de Análise Tridimensional da Marcha CHR-PR
Fonte: A autora, 2014

As etapas da coleta foram esquematizadas num fluxograma (Gráfico 1).

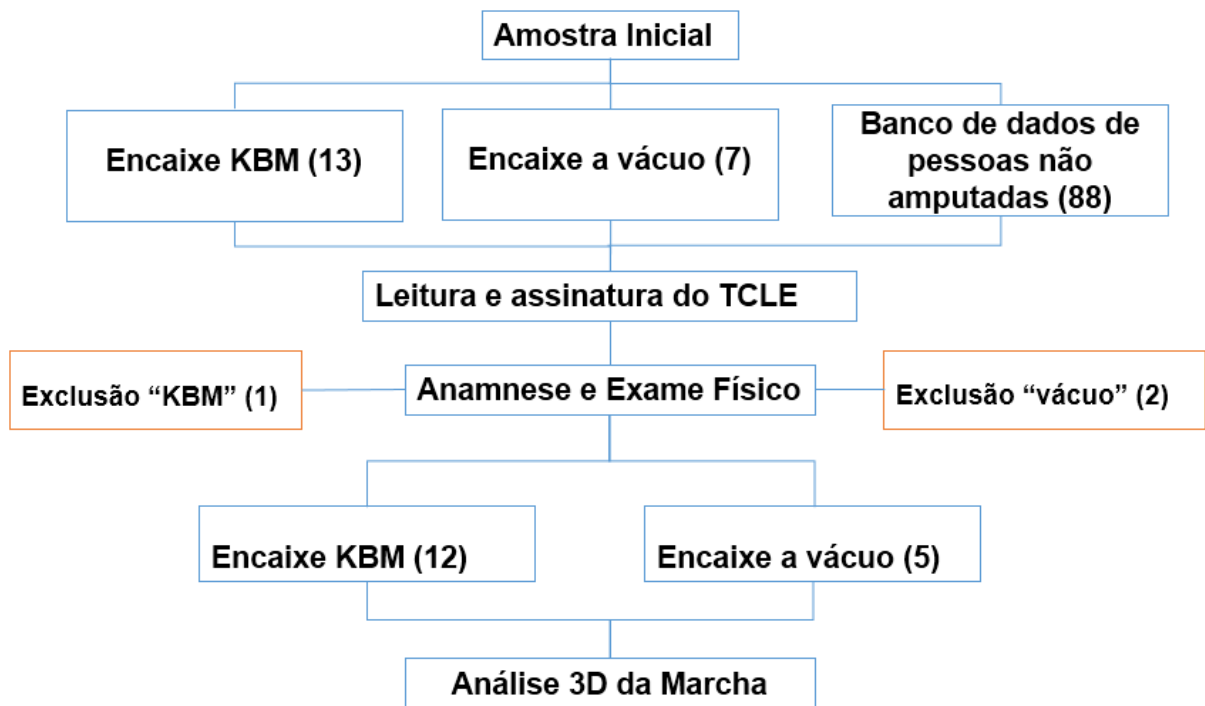


Gráfico 1 – Fluxograma das etapas da coleta dos dados
Fonte: A autora, 2014

3.5. MATERIAIS E EQUIPAMENTOS

3.5.1. Materiais e equipamentos utilizados no Exame Físico e na colocação dos marcadores reflexivos

O exame físico e a preparação do participante para a análise da marcha foram realizados numa sala localizada no Laboratório de Análise Tridimensional da marcha do CHR-PR, equipada com uma maca apropriada (Figura 9).



Figura 9 – Sala onde foi realizado o Exame Físico
Fonte: A autora, 2014

Para tal, os seguintes materiais e equipamentos foram utilizados:

- a) Goniômetro da marca *Sulbrafix* (Figura 10), utilizado para medir a amplitude de movimento das articulações do quadril e joelho dos participantes.

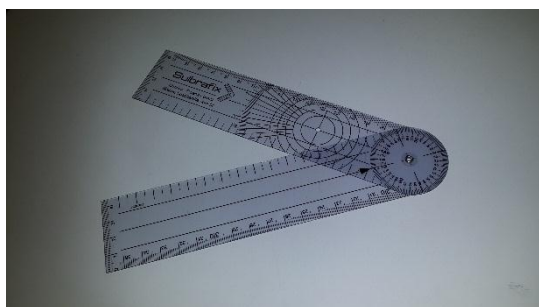


Figura 10 – Goniômetro
Fonte: A autora, 2014

- b) Balança digital *G-TECH* (Figura 11), com precisão de 100 g, para mensurar a massa corporal dos voluntários e o peso da prótese.



Figura 11 – Balança digital
Fonte: A autora, 2014

- c) Estadiômetro da marca *Welmy* (Figura 12) com capacidade de mensuração de até 200 cm, utilizado na medição da estatura dos voluntários.



Figura 12 – Estadiômetro
Fonte: A autora, 2014

- d) Paquímetro digital *Marberg* (Figura 13) com capacidade de medição de 300 mm. Foi utilizado para medir a largura e o comprimento dos pés e para aferir a altura dos marcadores do calcâneo e do antepé.



Figura 13 – Paquímetro digital
Fonte: A autora, 2014

- e) Trena (Figura 14), para mensurar o comprimento do coto de amputação.

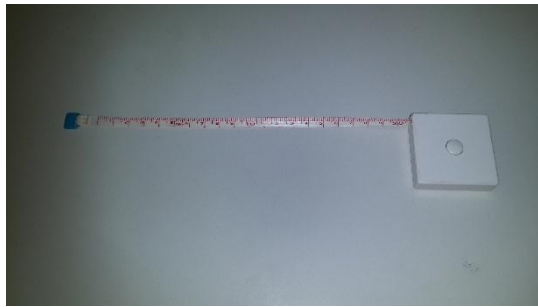


Figura 14 – Trena
Fonte: A autora, 2014

- f) Fita adesiva dupla face 3M (Figura 15), utilizada para fixar os marcadores reflexivos na pele e na prótese dos participantes.



Figura 15 – Fita adesiva dupla face
Fonte: A autora, 2014

- g) Marcador reflexivo da *Motion Analysis Corporation* de 20 mm de diâmetro (Figura 16), colado em pontos específicos da pele e da prótese dos participantes, para a análise tridimensional da marcha.



Figura 16 – Marcador reflexivo
Fonte: A autora, 2014

3.5.2. Equipamentos utilizados na Análise Tridimensional da Marcha

- a) "L-frame" (Figura 17), utilizado para realizar a calibração estática da área de coleta da marcha.



Figura 17 – "L-frame"
Fonte: A autora, 2014

- b) Bastão (Figura 18), para calibração dinâmica da área de captura.



Figura 18 – Bastão de calibração dinâmica
Fonte: A autora, 2014

- c) Câmeras *Hawk digital* da *Motion Analysis Corporation* (Santa Rosa, CA), resolução 640 x 480, 200 frames por segundo. O Sistema consiste de seis câmeras presas por suportes *Slik*, distribuídas pelo laboratório para possibilitar a visualização adequada dos marcadores reflexivos localizados na pele e prótese dos voluntários (Figura 19).



Figura 19 – Vista lateral e anterior de duas câmeras *Hawk digital* da *Motion Analysis Corporation* (Santa Rosa, CA)
Fonte: A autora, 2014

- d) *Software* de captura *CORTEX* versão 1.1.4.368 (Figura 20), utilizado para captura e edição das caminhadas.

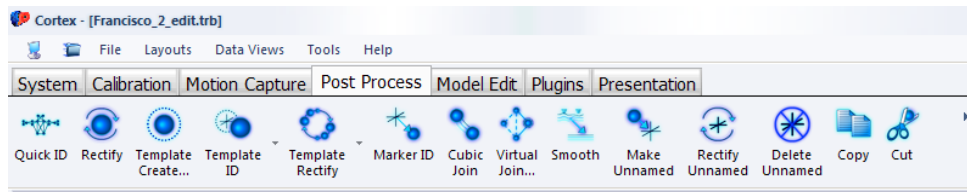


Figura 20 – *Software Cortex* versão 1.1.4.368
Fonte: A autora, 2014

- e) *Software Orthotrak* 6.5.1 (Figura 21), utilizado no processamento das caminhadas.

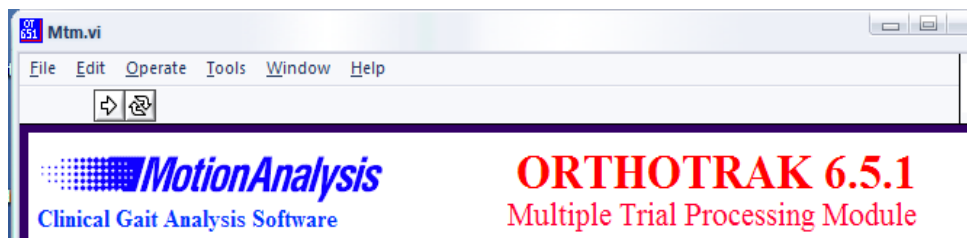


Figura 21 – *Software Orthotrak* versão 6.5.1
Fonte: A autora, 2014

- f) Computador *Kennex* (Figura 22), com processador *Intel Pentium*, utilizado na captura, edição e processamento das caminhadas.



Figura 22– Computador *Kennex*
Fonte: A autora, 2014

3.6. PROCEDIMENTOS

3.6.1. Exame Físico

Para a realização do exame físico, o participante do sexo masculino vestiu um calção e as mulheres utilizaram calção e top. Eles foram examinados pela pesquisadora e por um examinador auxiliar, através de uma ficha de avaliação (Apêndice B), para a identificação de alterações musculoesqueléticas e/ou neurológicas que pudessem excluí-los da amostra, por causar alteração do padrão de marcha.

a) Goniometria:

Inicialmente, o voluntário deitou na maca em posição supina. O primeiro teste realizado foi o de mensuração da amplitude do movimento (ADM) de flexão dos quadris, no qual o examinador auxiliar realizou a flexão do quadril do voluntário, enquanto a

pesquisadora posicionou o goniômetro. Para este teste, o eixo fixo do goniômetro foi posicionado ao longo da lateral do tronco e o móvel, na lateral da coxa (Marques, 2003).

À seguir, mensurou-se a ADM de extensão dos joelhos com o eixo fixo do goniômetro posicionado do epicôndilo lateral do fêmur em direção ao trocânter maior e o eixo móvel, do epicôndilo lateral do fêmur em direção ao maléolo lateral da fíbula, O examinador auxiliar estendia o joelho do participante com uma pressão do fêmur distal contra a maca, enquanto empurrou o calcanhar para cima (Baker, 2013).

O comprimento muscular dos isquiotibiais foi avaliado pelos testes chamados ângulo poplíteo e ângulo poplíteo com correção. O primeiro foi realizado com o membro inferior contralateral repousando sobre a maca, enquanto o que estava sendo testado foi mantido como fêmur em posição vertical e o joelho foi estendido até que a pelve começou a se mover. O eixo fixo do goniômetro foi posicionado do epicôndilo lateral do fêmur em direção ao trocânter maior e o móvel, do epicôndilo lateral do fêmur ao longo da lateral da perna (Baker, 2013). O ângulo mensurado foi aquele formado entre a perna e a posição de extensão completa do joelho, medindo o quanto faltava para atingir esta posição anatômica máxima.

Já o teste do ângulo poplíteo com correção foi realizado com o quadril contralateral fletido até que as EIAS estivessem posicionadas verticalmente sobre as EIPS. O procedimento com o membro inferior testado foi o mesmo que o realizado no teste sem correção (Baker, 2013).

A avaliação da ADM de flexão dos joelhos foi realizada com os quadris em posição neutra. O examinador auxiliar realizou a flexão do joelho enquanto a pesquisadora posicionou o eixo fixo do goniômetro na lateral da coxa e o móvel, na lateral da perna, partindo do epicôndilo lateral do fêmur (Marques, 2003).

Para avaliar o comprimento muscular dos flexores dos quadris (Teste de Thomas), o voluntário foi posicionado em supino na extremidade inferior da maca, com os membros inferiores para fora dela. O examinador auxiliar fletiu os dois quadris até que as EIAS estivessem posicionadas verticalmente sobre as EIPS e, em seguida, soltou o membro inferior avaliado e o empurrou moderadamente, forçando a extensão do quadril. O eixo fixo do goniômetro foi posicionado do trocânter maior do fêmur a lateral do tronco e o móvel, do trocânter maior a lateral da coxa do membro que estava sendo avaliado (Baker, 2013) (Kendall *et al.*, 2005).

b) Teste de força muscular

O teste de força muscular foi graduado de acordo com Kendall et al (2005), sem as subclassificações (Figura 23).

Grau	Descrição
0	Não observa-se ou sente-se contração muscular
1	Observa-se ou sente-se contração muscular, porém não há movimento
2	Movimento a favor da gravidade
3	Movimento contra a gravidade
4	Vence resistência de leve a moderada
5	Vence forte resistência

Figura 23 – Graus de classificação da força muscular e descrição de cada um
Fonte: Adaptado de Kendall (2005).

Com o voluntário em decúbito ventral, realizou-se o teste de força dos extensores dos quadris (Baker, 2013). O voluntário era orientado a estender o quadril contra resistência da mão da pesquisadora. A resistência foi realizada no terço distal da perna do membro inferior contralateral à amputação e próximo à extremidade do coto de amputação no membro inferior amputado (Kendall *et al.*, 2005).

Ainda em prono, o participante foi orientado a fletir o joelho contra resistência da mão da pesquisadora, para avaliação da força dos flexores dos joelhos. A resistência foi aplicada próximo à extremidade distal do coto de amputação e no terço distal da perna contralateral (Kendall *et al.*, 2005).

Em decúbito lateral, foi feito o teste de força dos abdutores dos quadris. Para garantir a avaliação adequada desta musculatura, o examinador auxiliar fixou a pelve do voluntário, evitando-se a rotação e inclinação dela (Baker, 2013). O participante foi orientado a abduzir o quadril contra resistência da mão da pesquisadora no terço distal do coto no membro inferior amputado, e no terço distal da perna, no contralateral à amputação (Kendall *et al.*, 2005).

Ainda nesta posição, realizou-se o teste de força dos adutores dos quadris. A pesquisadora segurou em abdução o membro inferior que não estava sendo examinado e com a outra mão realizou resistência na região medial distal da coxa do membro inferior avaliado, enquanto o voluntário realizava a adução do quadril (Kendall *et al.*, 2005).

Em seguida, para a avaliação da força dos músculos flexores do quadril, o participante foi orientado a sentar-se na extremidade inferior da maca, com os membros inferiores para fora dela, com os membros superiores cruzados em frente ao peito. O

voluntário foi orientado a fletir o quadril, com o joelho fletido, contra resistência da mão da pesquisadora na região anterior da coxa (Kendall *et al.*, 2005).

O participante então foi orientado a estender a perna contra a resistência da mão da pesquisadora, exercida próximo à extremidade distal do coto de amputação do membro inferior amputado, e no terço final da perna contralateral à amputação, para avaliar-se a força da musculatura extensora dos joelhos (Kendall *et al.*, 2005).

c) Coleta de dados antropométricos

Para a mensuração da massa corporal, solicitou-se ao voluntário para posicionar-se sobre a o centro da plataforma da balança, com a prótese vestida. Para a aferição da estatura, o indivíduo posicionou-se embaixo do estadiômetro, em ortostatismo olhando para frente. O cursor do equipamento foi posicionado no ápice da cabeça dele e a estatura foi mensurada.

O participante foi então orientado a sentar-se numa cadeira e apoiar os pés no chão. Como a análise da marcha foi feita com os pés calçados, devido ao alinhamento protético, o comprimento e a largura dos pés foram mensurados da mesma forma. O paquímetro era posicionado com o cursor fixo na parte de traz do calçado e o móvel na parte da frente, para a mensuração do comprimento dos pés. Para a aferição da largura do pé, os cursores eram posicionados nas laterais do calçado, na direção das cabeças dos metatarsos, anatômicos e do pé protético. Estes dados foram digitados no *software* de processamento *Orthotrak*, o qual se utiliza deles para calcular os dados lineares da marcha.

Com o voluntário deitado sobre a maca, sem a prótese, foi realizada a mensuração do comprimento do coto. O ponto inicial de aferição foi a tuberosidade da tíbia e o final foi a extremidade distal do coto de amputação.

Para pesar a prótese, ela foi posicionada no centro da plataforma da balança digital, inclusive com o *liner* de silicone no encaixe a vácuo, e com o revestimento de polifórmio no encaixe KBM.

Os participantes que apresentaram deformidades, limitação significativa de ADM, redução importante de força muscular e/ou desalinhamento importante da prótese foram excluídos do estudo e não seguiram para a próxima etapa, a análise de marcha.

3.6.2. Análise da marcha:

Os indivíduos vestiram roupas apropriadas (calção para homens e calção e top para mulheres) e suas próteses para a coleta.

Antes da realização da análise da marcha, o sistema foi calibrado pelo engenheiro do laboratório. A calibração estática começava com a colocação do “L-frame” no centro da área de captura, para que o sistema determinasse o sistema de coordenadas do laboratório, especialmente onde estava seu ponto zero. Este dispositivo era retirado e o engenheiro realizava a calibração dinâmica com um bastão específico. Por 90 segundos ele agitava o bastão por todo o volume de captura das câmeras, nos três eixos do sistema de coordenadas. Assim, o sistema poderia verificar se a área de visualização das câmeras estava adequada e calibrada. Esta calibração gerava um *feedback* do sistema, dizendo se a calibração estava boa. Quando este fato era comprovado, o participante era levado até a sala de coleta da marcha.

Cada voluntário foi paramentado com marcadores reflexivos de 20 mm de diâmetro, em pontos anatômicos e os correspondentes da prótese, de acordo com o modelo biomecânico Helen Hayes (Figura 24) (Corporation, 2007).

A colocação dos marcadores reflexivos foi feita com o voluntário posicionado em ortostatismo. Os pontos anatômicos eram palpados e demarcados com uma caneta dermatográfica, antes da colocação dos marcadores e os pontos correspondentes da prótese eram estimados por palpação e movimentação articular (no joelho). Inicialmente, 26 marcadores foram colocados: 2 nos acrômios [Direito (D) e Esquerdo (E)], 2 nos epicôndilos laterais do úmero (D e E), 2 nos punhos (D e E), 2 nas EIAS (D e E), 1 no ponto médio entre as EIPS, 2 nas coxas (D e E), 1 no epicôndilo lateral do fêmur contralateral à amputação, 1 no ponto do encaixe correspondente ao epicôndilo lateral do fêmur do membro inferior amputado, 1 no epicôndilo medial do fêmur contralateral à amputação, 1 no ponto do encaixe correspondente ao epicôndilo medial do fêmur do membro inferior amputado, 1 na perna do membro inferior contralateral à amputação, 1 no terço mais distal do encaixe protético, 1 no maléolo lateral do membro inferior contralateral à amputação, 1 no ponto do pé protético correspondente ao maléolo lateral anatômico, 1 no maléolo medial do membro inferior contralateral à amputação, 1 no ponto do pé protético correspondente ao maléolo medial anatômico, 1 no calçado no ponto correspondente ao antepé entre o primeiro e segundo metatarsos do membro inferior contralateral à amputação, 1 no calçado no ponto

correspondente do pé protético, 2 na parte posterior do calçado na mesma altura do marcador do antepé e 1 na escápula direita (utilizado como referência de lateralidade) (Anexo A).

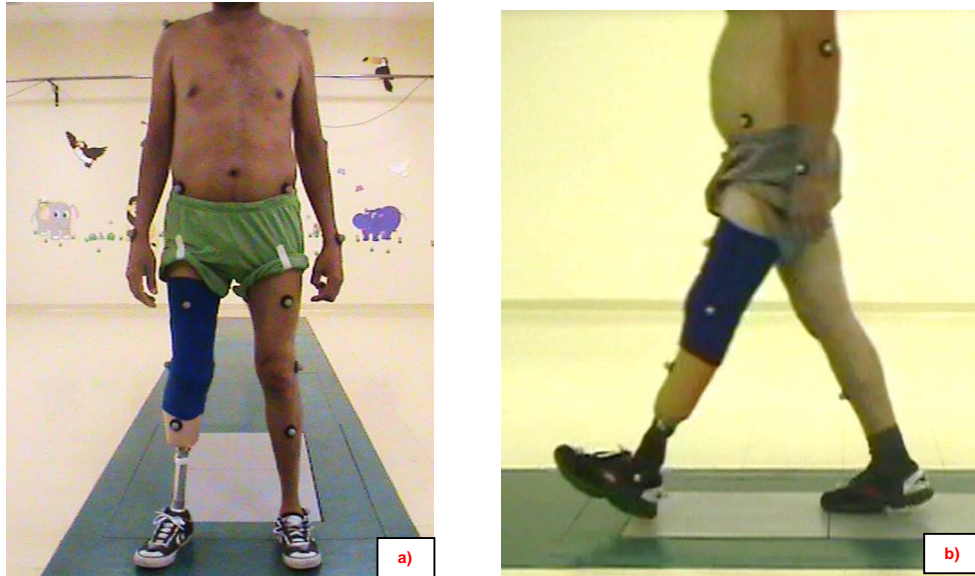


Figura 24 – Participantes paramentados com marcadores reflexivos, de acordo com o modelo Helen Hayes. a) Vista anterior; b) Vista lateral
Fonte: A autora, 2014

A colocação dos marcadores do joelho no membro inferior protetizado foi feita nas bordas medial e lateral do encaixe. Para saber onde ficava a interlinha articular e, conseqüentemente, estimar a localização dos epicôndilos femorais, que estavam dentro do encaixe, a pesquisadora realizou movimentos consecutivos de flexão e extensão do joelho. Assim, os pontos foram demarcados com a caneta e os marcadores colocados sobre estes pontos.

A altura dos marcadores do antepé e do calcanhar foram mensuradas com o auxílio do paquímetro para garantir que os dois marcadores ficassem a mesma altura do chão.

Em seguida, uma coleta estática foi capturada, a qual é utilizada pelo software *Orthotrak* para determinar os centros de rotação das articulações. Esta coleta foi caracterizada pelo posicionamento ortostático do voluntário no centro da área de captura das câmeras, em posição relaxada. A duração desta tomada foi de 3 segundos.

Após a coleta estática, os marcadores localizados nos côndilos femorais mediais e nos maléolos mediais foram retirados e os voluntários caminharam por uma pista de 10 metros numa velocidade auto selecionada. Pelo menos seis caminhadas foram coletadas para cada indivíduo, as quais foram gravadas pelo *software Cortex* versão 1.1.4.368 da *Motion Analysis Corporation (Santa Rosa, CA)*.

3.7. PROCESSAMENTO DOS DADOS:

Cada caminhada foi editada no mesmo software através da identificação de cada marcador com o nome que representa sua localização no corpo do indivíduo avaliado. A Figura 25 ilustra a imagem inicial gravada pelo software e o painel utilizado para a identificação de cada marcador.

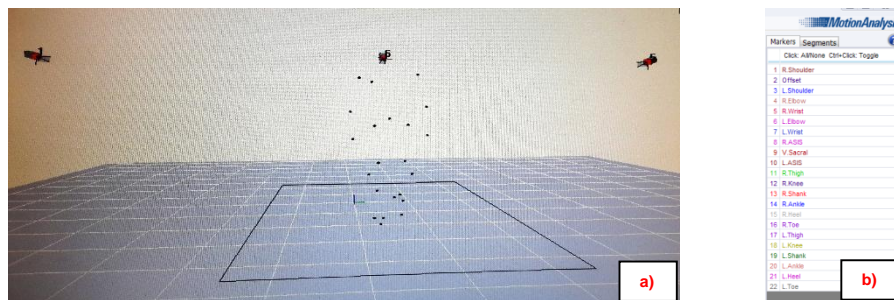


Figura 25 – Edição das caminhadas. a) Imagem inicial dos marcadores antes da edição; b) Painel de identificação dos marcadores
Fonte: A autora, 2014

Na figura 26 pode-se observar como o modelo biomecânico do indivíduo ficou após essa identificação. Note que o membro inferior direito aparece em vermelho e o esquerdo em verde. Em seguida, a pesquisadora verificou se algum marcador não foi visualizado adequadamente pelas câmeras. Se isso acontecesse, aquela caminhada era eliminada da análise.

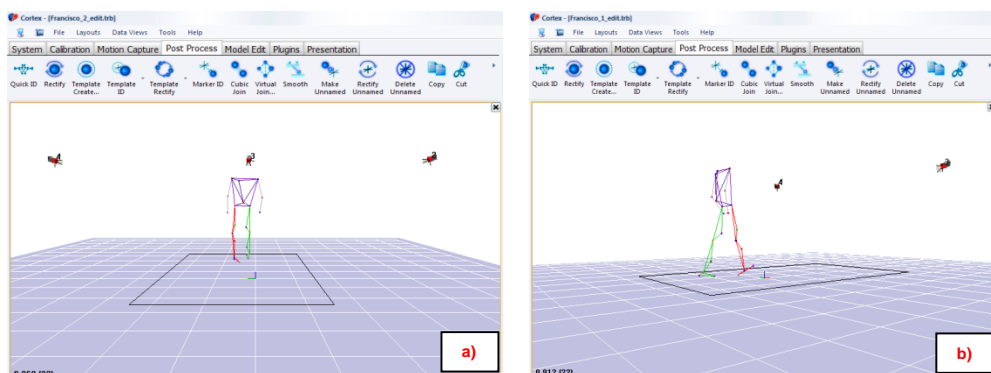


Figura 26 – Imagem do modelo biomecânico de um participante após a identificação dos marcadores. a) Vista anterior; b) Vista lateral
Fonte: A autora, 2014

Após a edição de todas as caminhadas, elas foram carregadas no software *OrthoTrak* versão 6.5.1 (Figura 27) da *Motion Analysis Corporation* (Santa Rosa, CA). As três que mais

representavam o caminhar do participante foram escolhidas para a geração dos gráficos de cinemática e dos dados lineares da marcha, através da média delas.

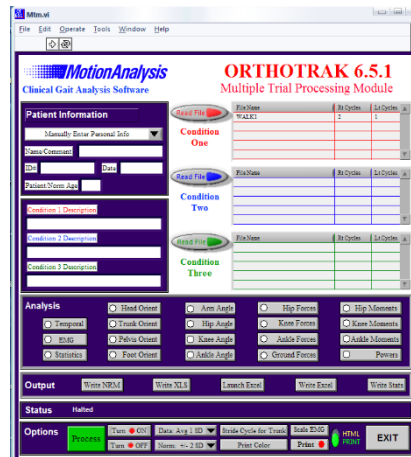


Figura 27 – Página inicial do software *OrthoTrak* versão 6.5.1
Fonte: A autora, 2014

Na figura 28 pode-se observar o exemplo de gráficos do movimento das articulações dos quadris em um ciclo de marcha de um dos voluntários da pesquisa utilizados para verificar a consistência dos dados obtidos e finalmente, para a escolha das três caminhadas que foram utilizadas para a análise. Em vermelho, tem-se a mobilidade do quadril direito nos planos sagital, coronal e transverso, e em azul, a curva de movimento do quadril esquerdo nos mesmos planos. A faixa cinza do gráfico representa o desvio padrão dos movimentos do quadril em um ciclo da marcha de pessoas hígdias.

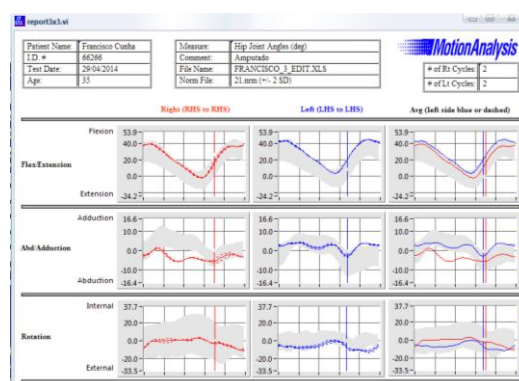


Figura 28 – Exemplo de gráficos das articulações dos quadris nos planos sagital, coronal e transverso gerados pelo software *Orthotrak* 6.5.1. Em vermelho, quadril direito e em azul, quadril esquerdo
Fonte: A autora, 2014

Finalmente esses dados foram exportados para o Microsoft Excel da Microsoft Corporation, gerando assim os gráficos finais (Figura 21) e os demais dados de cada indivíduo utilizados na análise da marcha.

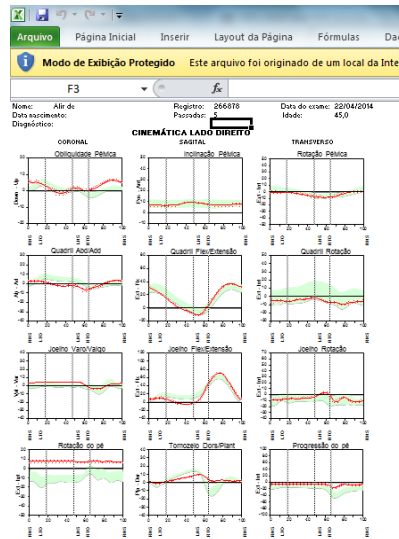


Figura 29 – Exemplo de gráficos finais de cinemática do lado direito de um voluntário da pesquisa. A linha vermelha representa a amplitude de movimento das articulações da pelve, quadril, joelho e tornozelo do participante em um ciclo de marcha. A faixa verde representa o desvio da normalidade de movimento encontrada em indivíduos hígidos. Eixo x: ciclo da marcha (0-100%). Eixo y: ângulo de movimento (°)

Fonte: A autora, 2014

Após estes processamentos, o *software OrthoTrak GCD* foi utilizado para exportar os dados de cada caminhada escolhida do Microsoft Excel para as planilhas de cálculo do GDI e da GPS. Este programa faz a tabulação de cada variável de cinemática da marcha de 2° em 2°, conforme se faz necessário para os cálculos destes índices.

O cálculo da GPS, das GVS e a elaboração do MAP foram realizados através de planilha disponibilizada pelo autor em seu blog (Baker, 2014). Os dados de 88 indivíduos normais foram inseridos na planilha, conforme instruções do autor (Baker, Mcginley, Mh, *et al.*, 2009; Baker *et al.*, 2012). O próximo passo foi inserir nesta planilha os dados de todas as variáveis de marcha utilizadas no cálculo da GPS, de cada ciclo da marcha escolhido. Assim a GPS e as GVS foram calculados e sua representação gráfica (MAP) foi gerada (Figura 22).

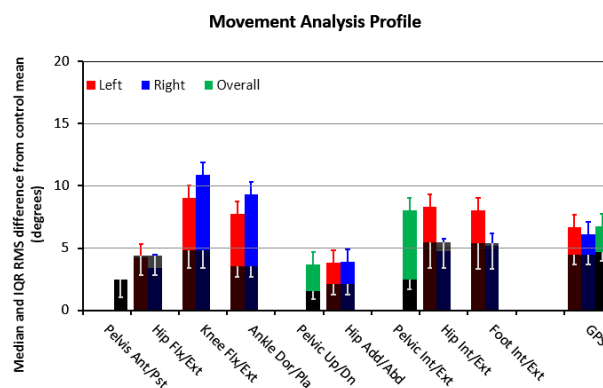


Figura 30 – Exemplo de MAP de um voluntário. Em vermelho, os valores do lado esquerdo. Em azul, os valores do lado direito. Em verde, os valores da pelve e da GPS total.

Fonte: A autora, 2014

Os dados de todos os participantes foram tabulados no Microsoft Excel 2013 e, a seguir, foram exportados para o *software* estatístico SPSS versão 20.0 da IBM.

3.8. ANÁLISE ESTATÍSTICA

Todas as variáveis foram descritas pela média, mediana, desvio padrão e o intervalo interquartil (IQR) e foram testadas com o teste Shapiro-Wilk para verificar a normalidade de distribuição. As variáveis que apresentaram distribuição não Gaussiana foram testadas com testes não paramétricos e as demais com o teste t para variáveis independentes para comparar os dados entre os dois grupos.

Para comparar os dados entre o membro inferior protetizado e o contralateral (verificar simetria entre os dois grupos) utilizou-se o teste t pareado para as variáveis com distribuição normal, e o teste *Related Wilcoxon Signed Rank* para as variáveis com distribuição não Gaussiana.

O teste t para uma variável foi utilizado para a comparação dos grupos “KBM” e “vácuo” com indivíduos normais. Além disso, o teste de correlação de Spearman foi utilizado para verificar a correlação entre dados de tempo e espaço com a GPS e as GVS. O nível de confiança utilizado foi de 95%, isto é, valor de $p < 0,05$.

4. RESULTADOS

4.1. CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA

A amostra final do estudo, após o exame físico, constou de 17 participantes, divididos em dois grupos, de acordo com o tipo de encaixe e sistema de suspensão da prótese. O grupo “KBM” foi composto por 12 voluntários e o grupo “vácuo”, por 5 indivíduos. As características gerais da amostra estão descritas na Tabela 1.

Tabela 1 - Estatística descritiva da amostra

Encaixe		N	Média	Mediana	Desvio Padrão	IQR
KBM	Idade (anos)	12	44,667	44,500	6,184	6,750
	Massa (kg)	12	75,158	72,000	17,784	29,925
	Estatura (cm)	12	171,375	172,000	8,230	8,500
	Peso da prótese (kg)	12	1,817	1,800	0,386	0,600
	Tempo de amputação (anos)	12	9,417	6,000	8,240	9,750
	Quantidade próteses	12	2,833	2,000	2,517	1,750
	Comprimento do coto (cm)	12	9,250	9,250	2,973	4,125
Vácuo	Idade (anos)	5	40,400	39,000	9,633	14,500
	Massa (kg)	5	68,020	65,000	9,052	16,150
	Estatura (cm)	5	167,700	169,000	7,563	13,250
	Peso da prótese (kg)	5	2,120	2,300	0,363	0,550
	Tempo de amputação (anos)	5	11,800	9,000	10,569	16,000
	Quantidade próteses	5	3,800	2,000	3,493	4,500
	Comprimento do coto (cm)	5	13,000	12,000	6,052	12,000

KBM: *Kondylen Bettung Münster*.

Fonte: A pesquisadora, 2014.

A tabela 2 mostra a estatística descritiva da amostra com relação ao gênero, causa da amputação e lado da amputação.

Tabela 2 - Estatística descritiva da amostra em relação ao gênero, à causa e ao lado da amputação

		Total	Gênero		Causa da amputação			Lado	
			M	F	Trauma	Vascular	Infecção	D	E
Frequência	KBM	12	11	1	9	2	1	4	8
Percentual			91,7	8,3	75	16,7	8,3	33,3	66,7
Frequência	Vácuo	5	4	1	5	0	0	2	3
Percentual			80,0	20,0	100,0	0,0	0,0	40,0	60,0

KBM: *Kondylen Bettung Münster*.

Fonte: A pesquisadora, 2014.

4.2. NORMALIDADE DAS DISTRIBUIÇÕES

Os valores dos parâmetros lineares da locomoção, da GPS e das GVS foram testados quanto à normalidade de sua distribuição através do teste de Shapiro-Wilk (Tabela 3).

Apenas as variáveis rotação pélvica no grupo “vácuo” e abdução-adução do quadril MIP no grupo “KBM” apresentaram distribuição não Gaussiana, o que sugeriu o uso de estatística não paramétrica para essas variáveis.

Tabela 3 – Teste de Shapiro-Wilk

Variáveis	KBM			Vácuo		
	Shapiro-Wilk			Shapiro-Wilk		
	Estatística	df	Sig.	Estatística	df	Sig.
Velocidade	0,950	12	0,634	0,889	5	0,353
Cadência	0,936	12	0,450	0,886	5	0,129
Comprimento do passo MIP	0,966	12	0,867	0,959	5	0,665
Comprimento do passo MICL	0,977	12	0,970	0,862	5	0,275
Apoio MIP	0,937	12	0,464	0,961	5	0,985
Apoio MICL	0,912	12	0,224	0,960	5	0,616
Apoio Simples MIP	0,885	12	0,101	0,960	5	0,616
Apoio Simples MICL	0,918	12	0,270	0,961	5	0,985
GPS MIP	0,960	12	0,787	0,938	5	0,222
GPS MICL	0,861	12	0,051	0,740	5	0,136
GPS TT	0,927	12	0,348	0,919	5	0,290
Inclinação Pélvica	0,899	12	0,153	0,894	5	0,699
Obliquidade pélvica	0,901	12	0,164	0,979	5	0,806
Rotação pélvica	0,881	12	0,091	0,777	5	0,013
Flexão/Extensão quadril MIP	0,900	12	0,159	0,940	5	0,436
Flexão/Extensão joelho MIP	0,928	12	0,356	0,992	5	0,952
Dorsi. /Plantiflexão tornozelo MIP	0,925	12	0,330	0,916	5	0,369
Abdução/Adução quadril MIP	0,849	12	0,036	0,947	5	0,966
Rotação quadril MIP	0,885	12	0,103	0,828	5	0,376
Ângulo de progressão pé MIP	0,879	12	0,085	0,916	5	0,648
Flexão/Extensão quadril MICL	0,960	12	0,779	0,929	5	0,790
Flexão/Extensão joelho MICL	0,953	12	0,682	0,914	5	0,395
Dorsi. /Plantiflexão tornozelo MICL	0,926	12	0,341	0,974	5	0,738
Abdução/Adução quadril MICL	0,862	12	0,052	0,898	5	0,649
Rotação quadril MICL	0,977	12	0,969	0,948	5	0,809
Ângulo de progressão pé MICL	0,962	12	0,814	0,928	5	0,455

MIP: Membro Inferior Protetizado; MICL: Membro Inferior Contralateral à amputação; KBM: *Kondylen Bettung Münster*.

Fonte: A pesquisadora, 2014.

4.3. ESTATÍSTICA DESCRITIVA E COMPARAÇÃO COM INDIVÍDUOS NORMAIS DOS PARÂMETROS DE TEMPO E ESPAÇO DA MARCHA

Na Tabela 4, são apresentadas as estatísticas descritivas dos parâmetro de tempo e espaço nos grupos “KBM” e “vácuo”.

Tabela 4 – Estatística descritiva dos parâmetros de tempo e espaço

Encaixe		N	Média	Mediana	Desvio Padrão	IQR
KBM	Velocidade (cm/s)	12	98,125	98,550	15,799	30,525
	Cadência (passos/minuto)	12	96,067	98,200	8,266	12,725
	Comprimento do passo MIP (cm)	12	63,500	65,200	9,103	13,200
	Comprimento do passo MICL (cm)	12	58,950	59,150	8,132	13,125
	Período de apoio MIP (%)	12	64,625	64,300	2,689	4,775
	Período de apoio MICL (%)	12	69,308	70,050	2,434	3,700
	Apoio simples MIP (%)	12	30,742	29,950	2,365	3,700
	Apoio simples MICL (%)	12	36,017	36,400	2,250	2,980
Vácuo	Velocidade (cm/s)	5	101,600	103,900	13,998	25,050
	Cadência (passos/minuto)	5	101,620	104,500	7,538	14,700
	Comprimento do passo MIP (cm)	5	60,860	60,500	5,185	8,200
	Comprimento do passo MICL (cm)	5	59,000	61,300	6,061	11,350
	Período de apoio MIP (%)	5	66,520	66,300	3,828	6,850
	Período de apoio MICL (%)	5	68,980	68,100	2,839	5,400
	Apoio simples MIP (%)	5	31,020	31,900	2,839	5,400
	Apoio simples MICL (%)	5	33,480	33,700	3,828	6,850

MIP: Membro Inferior Protetizado; MICL: Membro Inferior Contralateral à amputação; KBM: *Kondylen Bettung Münster*.

Fonte: A pesquisadora, 2014.

A velocidade, a cadência, o comprimento do passo, o período de apoio e o apoio simples dos grupos “KBM” e “vácuo” foram comparados com os valores de indivíduos normais, para verificar se estes parâmetros são significativamente diferentes do normal. A hipótese nula testada foi de que as médias dos parâmetro de tempo e espaço dos grupos de amputados era igual as médias de indivíduos normais, enquanto a hipótese alternativa era de que eles eram diferentes. Os resultados do valor de p são apresentados na Tabela 5.

Tabela 5 – Comparação dos parâmetros de tempo e espaço dos grupos “KBM” (N=12) e “Vácuo” (N=5) com dados de indivíduos normais*

Parâmetro	Encaixe KBM	Encaixe a Vácuo
Velocidade	0,000	0,022
Cadência	0,147	0,616
Comprimento do passo MIP	0,524	0,133
Comprimento do passo MICL	0,022	0,083
Período de apoio MIP	0,000	0,024
Período de apoio MICL	0,000	0,003
Apoio Simples MIP	0,000	0,022
Apoio Simples MICL	0,147	0,616

MIP: Membro Inferior Protetizado; MICL: Membro Inferior Contralateral à amputação; KBM: *Kondylen Bettung Münster*.

*Média e DP de 88 indivíduos sem alterações musculoesqueléticas: Velocidade- $124,46 \pm 17,83$ cm/s; Cadência- $99,79 \pm 8,52$ passos/min; Comprimento do passo- $65,23 \pm 8,35$ cm; Período de apoio- $60,49 \pm 0,68$ %; Apoio Simples- $39,51 \pm 0,68$ %.

Fonte: A pesquisadora, 2014.

4.4. ESTATÍSTICA DESCRITIVA E COMPARAÇÃO COM INDIVÍDUOS NORMAIS DA GPS E DAS GVS

A Tabela 6 apresenta a estatística descritiva da GPS do MIP, MICL e total.

Tabela 6 – Estatística descritiva GPS

Encaixe		N	Média	Mediana	Desvio Padrão	IQR
KBM	GPS MIP (°)	12	8,947	9,195	1,843	2,353
	GPS MICL (°)	12	8,553	8,885	1,419	2,665
	GPS Total (°)	12	9,273	9,300	1,574	2,515
Vácuo	GPS MIP (°)	5	7,956	7,560	1,033	1,730
	GPS MICL (°)	5	7,102	7,030	0,359	0,520
	GPS Total (°)	5	7,998	7,820	0,543	0,905

MIP: Membro Inferior Protetizado; MICL: Membro Inferior Contralateral à amputação; KBM: *Kondylen Bettung Münster*.

Fonte: A pesquisadora, 2014.

Em seguida, comparou-se estes valores com o valores de indivíduos normais. Todos os valores de GPS foram significativamente diferentes dos de indivíduos normais (Tabela 7).

Tabela 7 – Comparação da GPS dos grupos “KBM” (N=12) e “Vácuo” (N=5) com dados de indivíduos normais*

GPS	Encaixe KBM	Encaixe a Vácuo
MIP	0,000	0,002
MICL	0,000	0,000
Total	0,000	0,000

MIP: Membro Inferior Protetizado; MICL: Membro Inferior Contralateral à amputação; KBM: *Kondylen Bettung Münster*.

* Média e DP de 88 indivíduos sem alterações musculoesqueléticas: GPS MIP e MICL- $4,56 \pm 0,87^\circ$; GPS Total- $4,76 \pm 0,77^\circ$

Fonte: A pesquisadora, 2014.

A estatística descritiva das GVS e a comparação dos resultados de cada grupo com os valores de indivíduos normais encontram-se na Tabela 8. Pode-se observar que no grupo que utilizava encaixe KBM apenas as variáveis inclinação pélvica e ângulo de progressão do pé com o MIP não apresentaram diferença significativa ($p > 0,05$) quando comparadas com os dados de pessoas sem alterações musculoesqueléticas.

Tabela 8 – Estatística descritiva GVS (°) e comparação com valores de indivíduos normais*

Encaixe	Lado	N	Média	Mediana	Desvio Padrão	IQR	Valor de p	
KBM	Inclinação pélvica	12	5,262	4,305	3,081	5,995	0,058	
	Obliquidade pélvica	12	3,777	2,965	2,098	2,950	0,007	
	Rotação pélvica	12	8,019	7,715	1,757	1,818	0,000	
	Flexão/extensão do quadril	MIP	12	12,485	14,770	6,321	10,757	0,001
		MICL		10,832	11,055	4,485	8,145	0,001
	Flexão/extensão do joelho	MIP	12	10,966	10,345	3,489	6,078	0,000
		MICL		11,178	10,930	2,680	4,198	0,000
	Dorsi/plantiflexão tornozelo	MIP	12	10,873	11,235	1,538	2,635	0,000
		MICL		8,923	9,995	2,568	3,300	0,000
	Abdução/adução do quadril	MIP	12	5,883	6,100	2,218	4,170	0,003
		MICL		4,825	4,005	1,924	2,780	0,001
	Rotação do quadril	MIP	12	8,811	7,610	3,658	6,405	0,024
		MICL		8,673	8,655	2,898	4,257	0,009
	Ângulo de progressão do pé	MIP	12	7,078	5,970	2,942	5,055	0,226
MICL			8,807	8,455	3,352	6,200	0,014	
Vácuo	Inclinação pélvica	5	3,150	2,650	1,637	2,890	0,769	
	Obliquidade pélvica	5	3,546	3,600	0,816	1,585	0,008	
	Rotação pélvica	5	8,020	7,030	2,440	3,465	0,008	
	Flexão/extensão do quadril	MIP	5	7,836	6,180	3,347	6,000	0,115
		MICL		7,908	7,950	2,588	4,145	0,056
	Flexão/extensão do joelho	MIP	5	8,946	8,910	2,128	3,790	0,016
		MICL		7,620	7,310	1,163	2,275	0,008
	Dorsi/plantiflexão tornozelo	MIP	5	10,536	9,910	1,809	3,135	0,001
		MICL		9,088	10,210	3,581	6,675	0,029
	Abdução/adução do quadril	MIP	5	6,346	6,650	2,131	3,710	0,015
		MICL		3,964	3,980	0,898	1,410	0,018
	Rotação do quadril	MIP	5	9,886	9,770	6,125	10,810	0,233
		MICL		6,472	6,500	2,558	4,310	0,007
	Ângulo de progressão do pé	MIP	5	6,912	8,110	2,849	5,205	0,509
MICL			8,162	7,310	3,010	5,780	0,182	

MIP: Membro Inferior Protetizado; MICL: Membro Inferior Contralateral à amputação; KBM: *Kondylen Bettung Münster*.

* Média e DP de 88 indivíduos sem alterações musculoesqueléticas: Inclinação pélvica- $3,38 \pm 2,37^\circ$; Obliquidade pélvica- $1,75 \pm 0,84^\circ$; Rotação pélvica- $2,67 \pm 0,97^\circ$; Flexão/extensão do quadril- $4,83 \pm 2,10^\circ$; Flexão/extensão do joelho- $5,11 \pm 1,70^\circ$; Dorsi/plantiflexão do tornozelo- $3,72 \pm 1,11^\circ$; Abdução/adução do quadril- $2,42 \pm 1,42^\circ$; Rotação do quadril- $6,04 \pm 2,62^\circ$; Ângulo de progressão do pé- $5,99 \pm 2,58^\circ$.

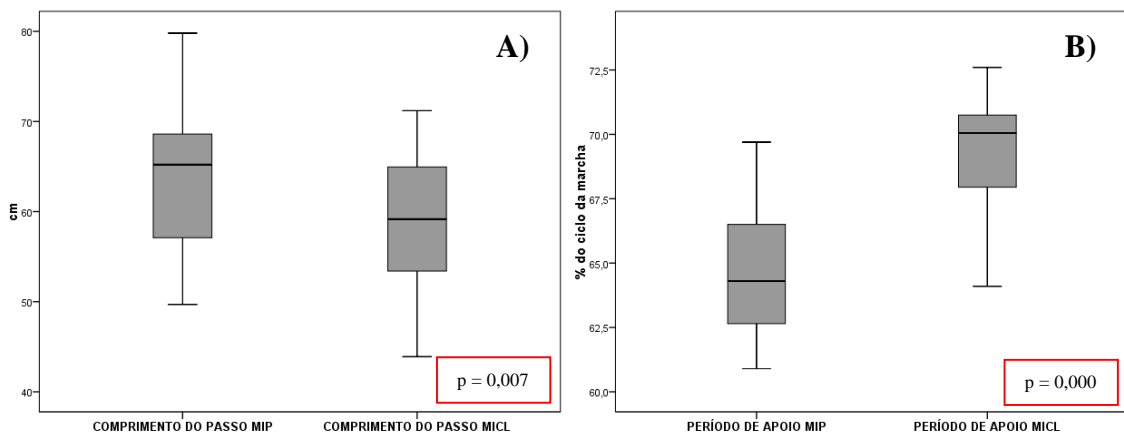
Fonte: A pesquisadora, 2014.

No grupo “vácuo”, as GVS que demonstraram diferenças significativas ($p < 0,05$) em compara o com os valores de indivíduos normais foram: obliquidade e rota o pélvica, flexão/extensão dos quadris, flexão/extensão dos joelhos, dorsi/plantiflexão dos tornozelos, abdu o/adu o dos quadris e rota o do quadril com o MICL (Tabela 8).

4.5. SIMETRIA ENTRE O MEMBRO INFERIOR PROTETIZADO E O CONTRALATERAL   AMPUTA O

A simetria entre os lados protetizado e contralateral dos diferentes encaixes foi avaliada através das variáveis: comprimento do passo, período de apoio, apoio simples e GPS. A hipótese nula testada foi a de que os valores do lado protetizado são iguais aos valores do lado contralateral   amputa o, representando simetria entre os lados. A hipótese alternativa foi a de que estes valores são diferentes, representando assimetria entre os lados.

No Gráfico 2 estão os *Boxplots* demonstrativos das diferenças entre estes lados, no grupo “KBM”, além dos valores de p para cada parâmetro. Pode-se observar que o comprimento do passo, o período de apoio e o tempo de apoio simples apresentaram diferença significativa ($p < 0,01$) entre o membro inferior protetizado (MIP) e o contralateral (MICL), apontando para a assimetria destas variáveis nos indivíduos que utilizavam encaixe KBM.



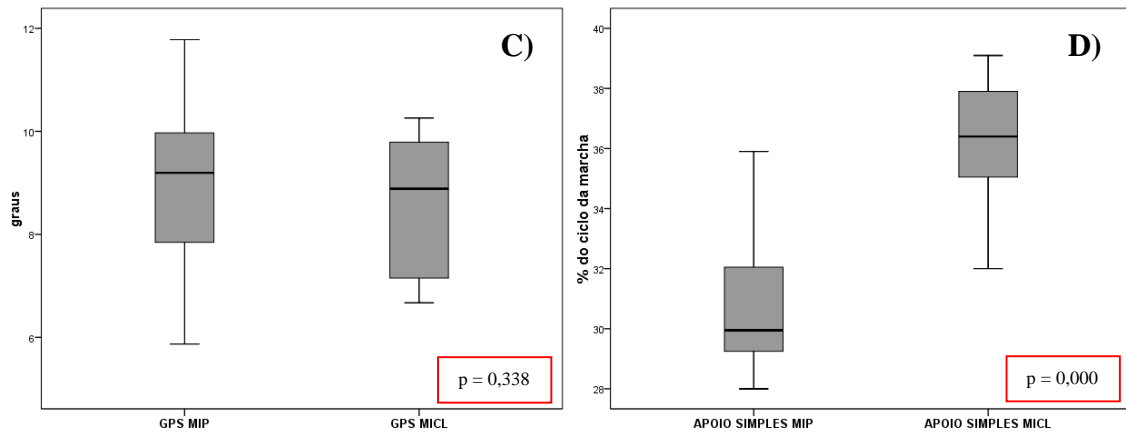
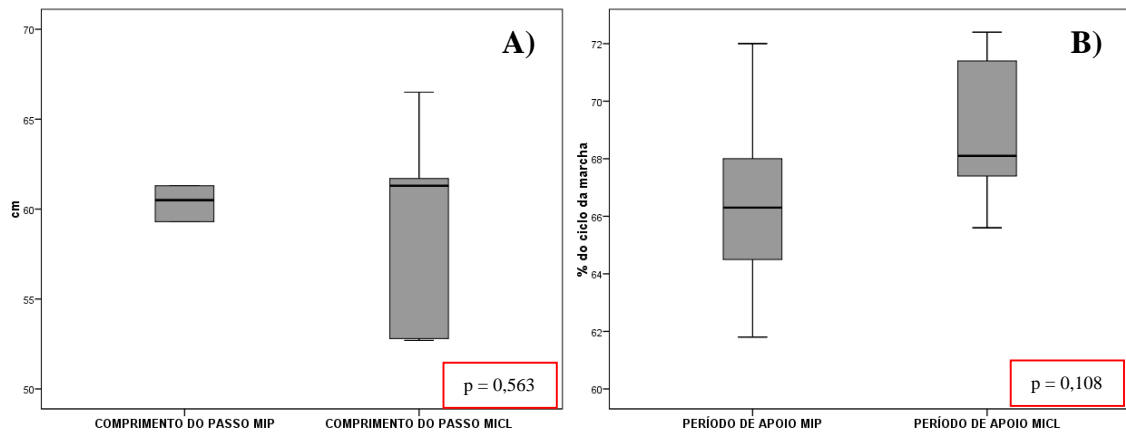


Gráfico 2 – Boxplots representando a simetria do grupo “KBM” (*Kondylen Bettung Münster*). A) Comprimento do passo do membro inferior protetizado (MIP) e do membro inferior contralateral (MICL). B) Período de apoio do membro inferior protetizado (MIP) e do membro inferior contralateral (MICL). C) GPS do membro inferior protetizado (MIP) e do membro inferior contralateral (MICL). D) Apoio simples do membro inferior protetizado (MIP) e do membro inferior contralateral (MICL). Nos quadros vermelhos, encontram-se os valores de p da comparação dos lados de cada variável

Fonte: A pesquisadora, 2014.

No grupo “vácuo”, todas as variáveis utilizadas para verificar a simetria entre os lados protetizado e contralateral tiveram como resultado manter a hipótese nula (valor de $p > 0,05$), ou seja, não verificou-se diferença significativa entre os valores obtidos para cada membro inferior (Gráfico 3). Não pode-se, portanto, dizer que eles são assimétricos.



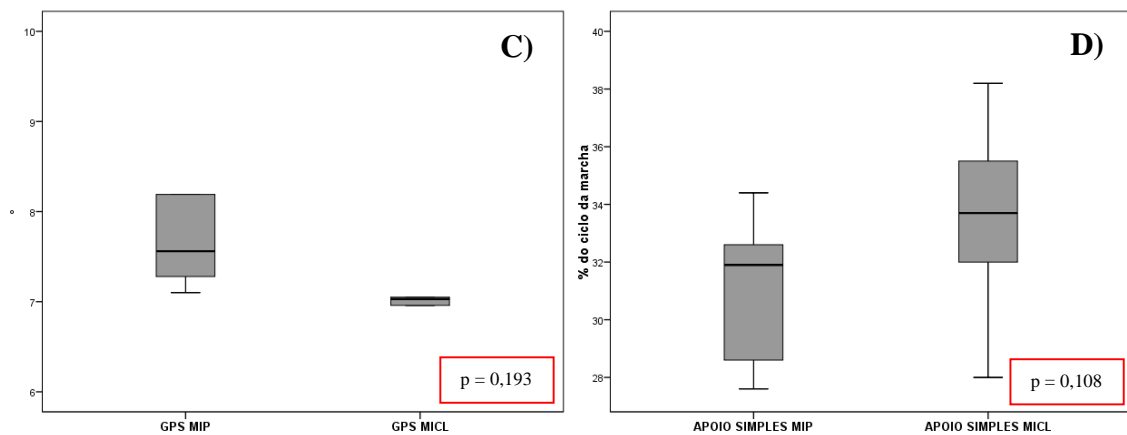


Gráfico 3 – Boxplots representando a simetria do grupo “vácuo”. A) Comprimento do passo do membro inferior protetizado (MIP) e do membro inferior contralateral (MICL). B) Período de apoio do membro inferior protetizado (MIP) e do membro inferior contralateral (MICL). C) GPS do membro inferior protetizado (MIP) e do membro inferior contralateral (MICL). D) Apoio simples do membro inferior protetizado (MIP) e do membro inferior contralateral (MICL). Nos quadros vermelhos, encontram-se os valores de p da comparação dos lados de cada variável

Fonte: A pesquisadora, 2014.

4.6. COMPARAÇÃO ENTRE OS GRUPOS DE ENCAIXE “KBM” E “VÁCUO”

A comparação entre os grupos “KBM” e “vácuo” foi realizada com a hipótese nula de que as médias, ou medianas (no caso de teste não paramétrico), dos valores de cada variável eram iguais. A hipótese alternativa foi de que elas eram diferentes.

Ao comparar-se as médias dos parâmetros lineares da marcha entre os participantes que utilizaram encaixe KBM e os que utilizaram encaixe à vácuo, verificou-se que não houve diferença significativa entre eles (Tabela 9).

Tabela 9 – Valor de p da comparação dos dados de tempo e espaço entre os grupos “KBM” (N=12) e “vácuo” (N=5)

	Parâmetro	Valor de p
	Velocidade	0,676
	Cadência	0,216
KBM x Vácuo	Comprimento do passo MIP	0,556
	Comprimento do passo MICL	0,990
	Período de apoio MIP	0,259
	Período de apoio MICL	0,812
	Apoio Simples MIP	0,665
	Apoio Simples MICL	0,215

MIP: Membro Inferior Protetizado; MICL: Membro Inferior Contralateral à amputação; KBM: *Kondylen Bettung Münster*.

Fonte: A pesquisadora, 2014.

A Tabela 10 mostra o valor de p da comparação dos valores de GPS entre os grupos. Pode-se notar que a GPS MICL e a GPS total obtiveram diferença significativa ($p < 0,05$).

Tabela 10 – Valor de p da comparação da GPS MIP, GPS MICL e GPS Total entre os grupos “KBM” (N=12) e “vácuo” (N=5)

	GPS	Valor de p
KBM x Vácuo	MIP	0,282
	MICL	0,005
	Total	0,026

MIP: Membro Inferior Protetizado; MICL: Membro Inferior Contralateral à amputação; KBM: *Kondylen Bettung Münster*.

Fonte: A pesquisadora, 2014.

A comparação dos resultados das GVS entre os diferentes grupos de encaixe é apresentada na Tabela 11. A GVS que apresentou diferença significativa entre os grupos foi a flexão/extensão do joelho do MICL.

Tabela 11 – Valor de p da comparação das GVS entre os grupos “KBM” (N=12) e “vácuo” (N=5)

	GVS	Lado	Valor de p	
KBM x Vácuo	Inclinação pélvica		0,173	
	Obliquidade pélvica		0,817	
	Rotação pélvica		1,000	
	Flexão/extensão do quadril	MIP		0,069
		MICL		0,197
	Flexão/extensão do joelho	MIP		0,252
		MICL		0,013
	Dorsi/plantiflexão tornozelo	MIP		0,700
		MICL		0,915
	Abdução/adução do quadril	MIP		0,131
		MICL		0,360
	Rotação do quadril	MIP		0,656
		MICL		0,162
	Ângulo de progressão do pé	MIP		0,916
		MICL		0,716

MIP: Membro Inferior Protetizado; MICL: Membro Inferior Contralateral à amputação; KBM: *Kondylen Bettung Münster*.

Fonte: A pesquisadora, 2014.

Pode-se observar no Gráfico 4 a representação gráfica das variáveis que foram significativamente diferentes entre os grupos de encaixe “KBM” e “vácuo”.

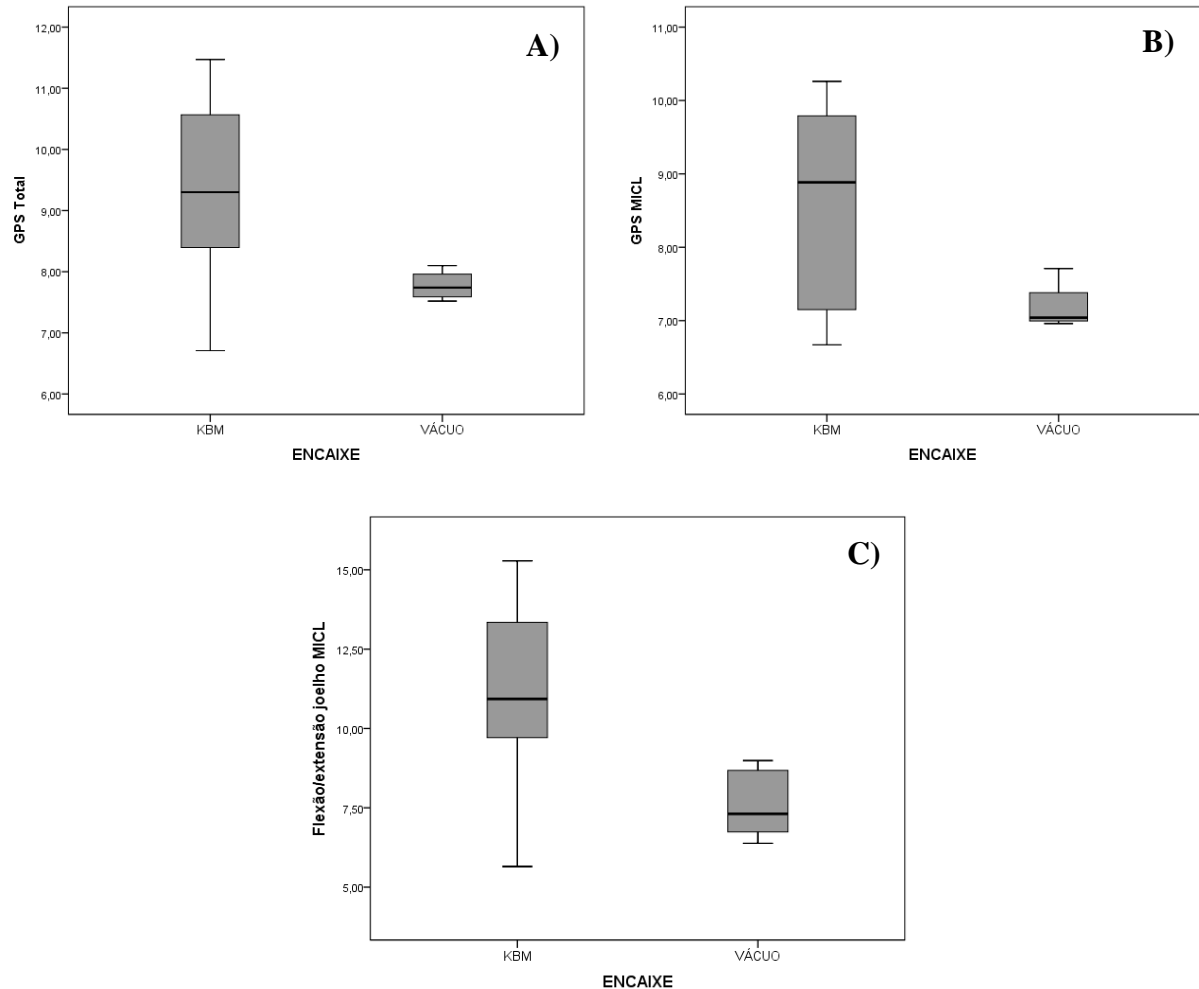


Gráfico 4 – Boxplots da comparação dos tipos de encaixe. A) GPS Total dos grupos “KBM” e “vácuo”. B) GPS MICL dos grupos “KBM” e “vácuo”. C) Flexão/extensão joelho MICL dos grupos “KBM” e “vácuo”
Fonte: A pesquisadora, 2014.

4.7. CORRELAÇÃO ENTRE A GPS, PARÂMETROS DE TEMPO E ESPAÇO E GVS

Os coeficientes de correlação entre os valores de GPS de cada tipo de encaixe podem ser vistos na Tabela 12. De acordo com os achados, a GPS MIP e a GPS MICL do grupo “KBM” apresentaram correlação forte e significativa com a GPS total ($p < 0,01$). No grupo “vácuo” a GPS MIP apresentou correlação forte, porém não significativa com a GPS total.

Tabela 12 – Coeficientes de Correlação de Spearman (ρ) entre a GPS Total e as GPS MIP e MICL dos grupos “KBM” (N=12) e “vácuo” (N=5)

	GPS MIP	GPS MICL
GPS Total KBM	0,811**	0,916**
GPS Total Vácuo	0,700	0,100

MIP: Membro Inferior Protetizado; MICL: Membro Inferior Contralateral à amputação; KBM: *Kondylen Bettung Münster*.

* $p < 0,05$
 ** $p < 0,01$

Fonte: A pesquisadora, 2014.

Os dados de tempo e espaço não obtiveram correlação significativa com os valores de GPS nos dois grupos de encaixa (Tabela 13). Nota-se que no grupo “vácuo” o coeficiente de correlação da velocidade com a GPS Total e com a GPS MIP foi forte, porém não significativa, assim como a do comprimento do passo MICL com a GPS MICL.

Tabela 13 – Coeficientes de Correlação de Spearman (ρ) entre os valores de GPS e os parâmetros lineares da marcha dos grupos “KBM” (N=12) e “vácuo” (N=5)

Parâmetro	Encaixe KBM			Encaixe a Vácuo		
	GPS MIP	GPS MICL	GPS Total	GPS MIP	GPS MICL	GPS Total
Velocidade	-0,441	-0,245	-0,413	-0,800	0,600	-0,700
Cadência	-0,203	0,154	0,070	-0,500	0,500	-0,600
Comprimento do passo MIP	-0,515	-0,193	-0,434	0,000	-0,500	-0,400
Comprimento do passo MICL	-0,413	-0,329	-0,483	-0,600	0,700	-0,400
Período de apoio MIP	-0,161	-0,112	-0,168	-0,200	-0,100	0,000
Período de apoio MICL	0,175	0,319	0,308	-0,200	-0,100	-0,300
Apoio Simples MIP	-0,175	-0,319	-0,308	0,200	0,100	0,300
Apoio Simples MICL	-0,004	0,364	0,291	0,200	0,100	0,000

MIP: Membro Inferior Protetizado; MICL: Membro Inferior Contralateral à amputação; KBM: *Kondylen Bettung Münster*.

Fonte: A pesquisadora, 2014.

A Tabela 14 mostra os coeficientes de correlação entre as GVS e os valores de GPS para cada tipo de encaixe protético. No grupo que utilizava encaixe KBM as mais fortes e significantivas ($p < 0,01$) correlações ocorreram entre a flexão-extensão do quadril MIP com a GPS MIP e a GPS Total e entre a flexão-extensão do quadril MICL e as GPS MIP, MICL e Total.

No grupo “vácuo”, apenas a correlação da rotação do quadril MIP com a GPS MIP e com a GPS Total foi significativa ($p < 0,05$) (Tabela 14).

O Gráfico 5 apresenta os diagramas de dispersão entre as variáveis GPS Total e GPS MIP, GPS Total e GPS MICL, GPS Total e flexão/extensão do quadril MIP e MICL, GPS MIP e flexão/extensão quadril MIP e MICL, além de rotação do quadril MIP e GPS MIP e Total. Pode-se verificar que algumas correlações são fortes em um tipo de encaixe e fracas no outro.

Tabela 14 – Coeficientes de Correlação de Spearman (ρ) entre os valores de GPS e as GVS dos grupos “KBM” (N=12) e “vácuo” (N=5)

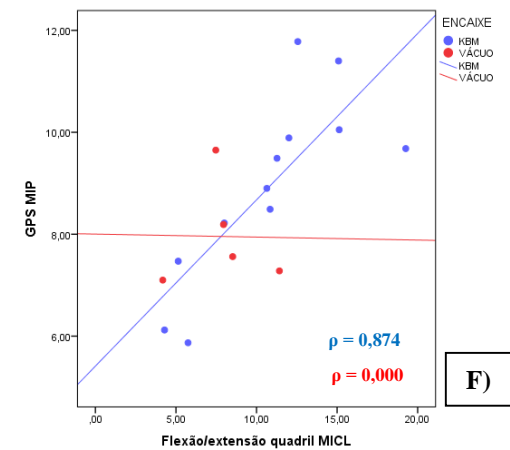
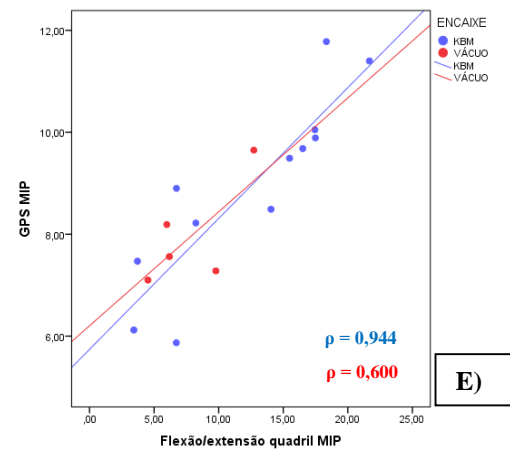
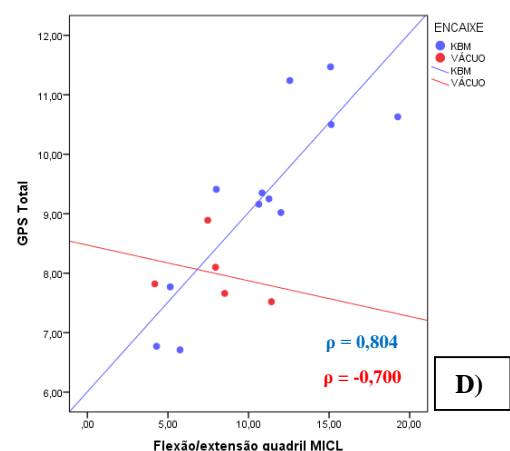
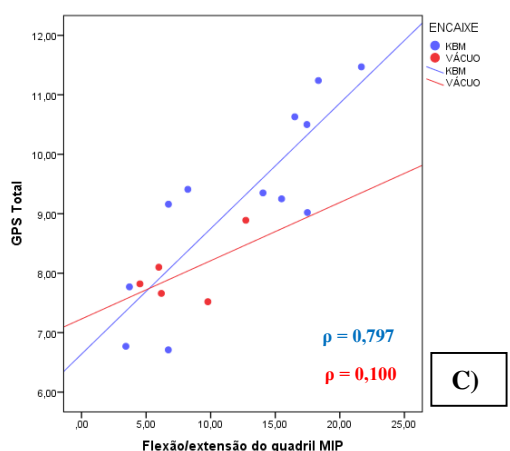
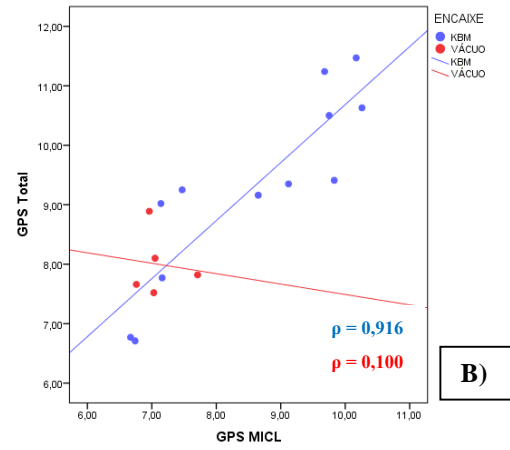
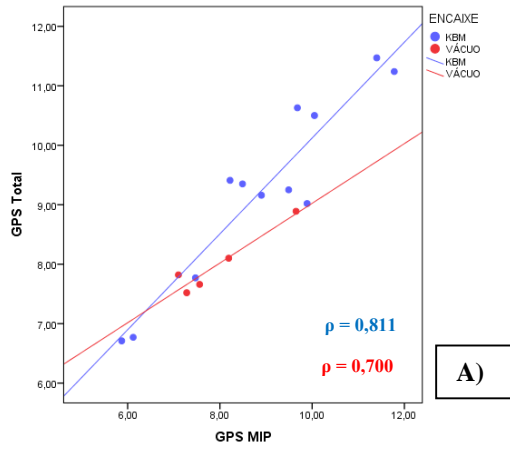
		GPS MIP	GPS MICL	GPS Total
KBM	Inclinação pélvica	0,601*	0,566	0,510
	Obliquidade pélvica	0,154	0,343	0,322
	Rotação pélvica	0,427	0,427	0,608*
	Flexão/extensão do quadril MIP	0,944**	0,601*	0,797**
	Flexão/extensão do quadril MICL	0,874**	0,727**	0,804**
	Flexão/extensão do joelho MIP	0,566	0,105	0,357
	Flexão/extensão do joelho MICL	0,210	0,685*	0,601*
	Dorsi/plantiflexão tornozelo MIP	0,587*	0,231	0,448
	Dorsi/plantiflexão tornozelo MICL	0,483	0,455	0,455
	Abdução/adução do quadril MIP	0,399	0,343	0,371
	Abdução/adução do quadril MICL	0,385	0,448	0,442
	Rotação do quadril MIP	0,545	0,650*	0,615*
	Rotação do quadril MICL	-0,028	0,545	0,357
	Ângulo de progressão do pé MIP	0,287	0,154	0,266
	Ângulo de progressão do pé MICL	-0,091	0,084	0,084
Vácuo	Inclinação pélvica	0,300	-0,600	-0,300
	Obliquidade pélvica	0,000	0,500	0,400
	Rotação pélvica	0,100	0,300	0,500
	Flexão/extensão do quadril MIP	0,600	-0,700	0,100
	Flexão/extensão do quadril MICL	0,000	-0,500	-0,700
	Flexão/extensão do joelho MIP	0,200	0,600	0,700
	Flexão/extensão do joelho MICL	-0,200	-0,100	-0,300
	Dorsi/plantiflexão tornozelo MIP	-0,600	-0,300	-0,600
	Dorsi/plantiflexão tornozelo MICL	-0,700	0,400	-0,300
	Abdução/adução do quadril MIP	-0,100	0,200	-0,100
	Abdução/adução do quadril MICL	0,200	0,100	0,300
	Rotação do quadril MIP	0,900*	-0,300	0,900*
	Rotação do quadril MICL	-0,300	0,100	-0,700
	Ângulo de progressão do pé MIP	-0,300	0,600	-0,300
	Ângulo de progressão do pé MICL	-0,100	0,700	0,600

MIP: Membro Inferior Protetizado; MICL: Membro Inferior Contralateral à amputação; KBM: *Kondylen Bettung Münster*.

* $p < 0,05$

** $p < 0,01$

Fonte: A pesquisadora, 2014.



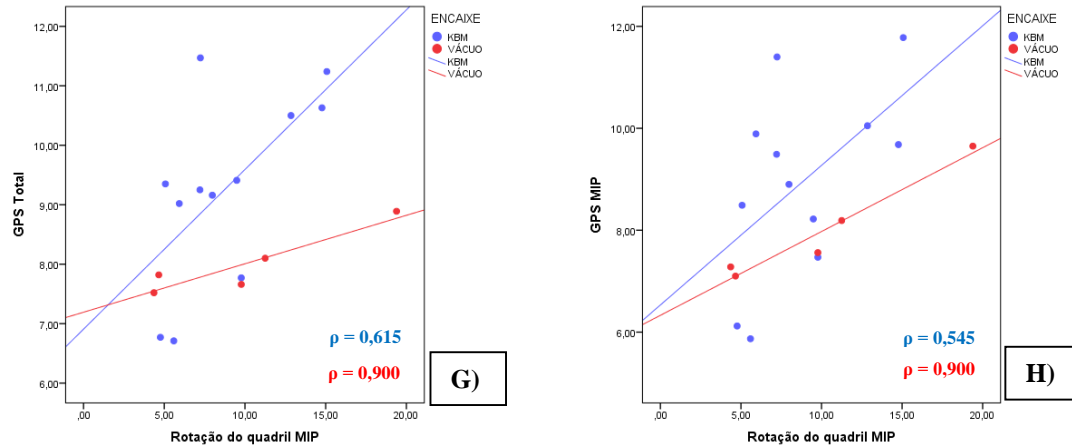


Gráfico 5 – Diagramas de dispersão das variáveis: A) GPS Total e GPS MIP; B) GPS Total e GPS MICL; C) GPS Total e Flexão/extensão do quadril MIP; D) GPS Total e Flexão/extensão do quadril MICL; E) GPS MIP e Flexão/extensão do quadril MIP; F) GPS MIP e Flexão/extensão do quadril MICL; G) GPS Total e Rotação do quadril MIP; H) GPS MIP e rotação do quadril MIP. Os círculos e traços azuis representam os indivíduos do grupo “KBM” e os círculos e traços vermelhos representam os indivíduos do grupo “vácuo”. O ρ em azul é o coeficiente de correlação de Spearman entre as variáveis no grupo “KBM” e o ρ em vermelho é o coeficiente de correlação de Spearman entre as variáveis no grupo “vácuo”

Fonte: A pesquisadora, 2014.

5. DISCUSSÃO

O presente estudo teve como objetivo principal comparar as alterações e a funcionalidade da marcha de voluntários que utilizavam prótese transtibial com encaixe KBM e a vácuo. Para atingir tal objetivo utilizaram-se a GPS, as GVS e os parâmetros de tempo e espaço da marcha.

A velocidade média da marcha do grupo “KBM” foi de $98,125 \pm 15,799$ cm/s e a do grupo “vácuo” foi de $101,600 \pm 13,998$ cm/s, ambas foram significativamente menores ($p < 0,05$) que a média da velocidade de pessoas que não utilizam prótese ($124,3 \pm 17,83$ cm/s).

Em outros estudos os participantes com amputação transtibial também apresentaram velocidade da marcha significativamente menor que a de indivíduos sem alterações musculoesqueléticas (Kark *et al.*, 2012; Ferreira *et al.*, 2013), fato que confirma a redução da funcionalidade da marcha deste grupo de indivíduos. Ferreira et al (2013) encontrou uma velocidade média de $89,66 \pm 16,16$ cm/s em um grupo de indivíduos com amputação transtibial que utilizavam encaixe KBM enquanto outro estudo obteve velocidade de 111 cm/s (Bateni e Olney, 2002). Variações de 90 cm/s a 140 cm/s foram encontradas (Soares *et al.*, 2009).

As cadências dos dois grupos ($96,067 \pm 8,266$ cm/s no grupo “KBM” e $101,620 \pm 7,538$ cm/s no “vácuo”) não demonstraram diferença significativa com a de indivíduos sem patologias musculoesqueléticas ($p > 0,05$). Outro estudo obteve num grupo que utilizava encaixe KBM $91,55 \pm 8,25$ passos/min, valor menor que o encontrado no presente estudo (Ferreira *et al.*, 2013).

Apenas o comprimento do passo MICL do grupo que utilizava o encaixe KBM foi significativamente diferente do normal ($p < 0,05$). Os participantes que utilizavam este tipo de encaixe não conseguiram atingir um comprimento do passo adequado com o membro inferior contralateral à amputação (MICL) devido à instabilidade do apoio no membro inferior protetizado (MIP).

No estudo de Ferreira et al (2013), os participantes apresentaram comprimento do passo MIP de $61,04 \pm 9,19$ cm e $55,80 \pm 6,70$ cm, enquanto no presente estudo o grupo “KBM” teve comprimento do passo MIP e MICL de $63,500 \pm 9,103$ cm e $58,950 \pm 8,132$ cm, respectivamente.

O período de apoio com os dois membros inferiores dos dois grupos foram significativamente maiores ($p < 0,05$) que o de indivíduos sem alterações

musculoesqueléticas, enquanto o tempo de apoio simples foi significativamente menor que o normal ($p < 0,05$).

O tempo de apoio simples MIP com encaixe KBM foi de $30,742 \pm 2,365$ % do ciclo da marcha neste estudo e de $31,24 \pm 2,13$ % do ciclo da marcha em outra pesquisa (Ferreira *et al.*, 2013). Já o tempo de apoio simples MICL foi de $36,017 \pm 2,250$ % do ciclo da marcha e de $37,80 \pm 1,55$ % do ciclo da marcha no presente estudo e no de Ferreira *et al.*, respectivamente.

O aumento no período de apoio e a diminuição no tempo de apoio simples acontecem nas pessoas com amputação devido a diminuição da estabilidade e equilíbrio nesta população, além dos fatores referentes aos componentes protéticos, tais como o pé protético e o encaixe (Sagawa *et al.*, 2011; Ferreira *et al.*, 2013). Estes achados são compatíveis com os de outras pesquisas (Bateni e Olney, 2002). Além disso, todos os participantes, independente do encaixe, apresentam algum tipo de alteração na funcionalidade da marcha.

No presente estudo, todos os valores de GPS, nos dois grupos, apresentaram diferença significativa dos valores de indivíduos que não utilizam prótese ($p < 0,05$). A GPS MIP foi de $8,947 \pm 1,843^\circ$ no grupo “KBM” e de $7,956 \pm 1,033$ no grupo que utilizava o encaixe a vácuo, a GPS MICL foi de $8,553 \pm 1,419^\circ$ no grupo “KBM” e $7,102 \pm 0,359^\circ$, no “vácuo”, e a GPS Total de $9,273 \pm 1,574^\circ$ no “KBM” e $7,998 \pm 0,543^\circ$ no “vácuo”.

Um estudo, que avaliou 12 amputados transtibiais que utilizavam componentes protéticos diversos e não citados pelos autores, apresentou GPS MIP de $7,1 \pm 1,8^\circ$, GPS MICL de $6,3 \pm 1,4^\circ$ e GPS Total de $6,7 \pm 1,4^\circ$ (Kark *et al.*, 2012). Em outro estudo dos mesmos autores, os valores das GPS MIP e MICL encontrados foram de $12,3^\circ$ e $11,4^\circ$, respectivamente (Kark *et al.*, 2009).

As diferenças com o estudo atual podem ser atribuídas a variabilidade de componentes protéticos utilizados nestas duas pesquisas, além de não haver controle sobre a reabilitação daqueles participantes.

Outro pesquisa, porém, avaliou 5 indivíduos com amputação transtibial que utilizavam encaixe KBM, pé SACH e passaram pelo mesmo processo de reabilitação. Os autores encontraram $9,32 \pm 2,05^\circ$ de GPS MIP e $9,02 \pm 1,00^\circ$ de MICL e $9,59 \pm 1,38^\circ$ de GPS total, valores semelhantes ao do atual estudo (Ferreira *et al.*, 2013).

Estes achados demonstram a importância de avaliar-se grupos homogêneos de amputados quando o objetivo for encontrar padrões de alteração da marcha, pois os componentes protéticos utilizados, o processo de reabilitação pelo qual passou e as

características pessoais influenciam muito o caminhar do indivíduo (Kark *et al.*, 2012; Ferreira *et al.*, 2013).

Em relação ao MAP, ou seja, aos valores das GVS, no grupo que utilizava o encaixe KBM das 15 variáveis avaliadas, as únicas que não apresentaram diferença significativa dos valores de indivíduos normais ($p > 0,05$) foram a inclinação pélvica e o ângulo de progressão do pé MIP. Por sua vez, no grupo “vácuo” as variáveis inclinação pélvica, flexão/extensão dos quadris MIP e MICL, rotação dos quadris MIP e MICL e ângulo de progressão dos pés MIP e MICL não foram significativamente diferentes do normal ($p > 0,05$). Estes resultados apontam para maiores desvios no grupo que usava encaixe KBM do que no grupo que utilizava encaixe a vácuo, quando comparados com dados de pessoas hígdas.

Entre as GVS que foram significativamente diferentes do normal, no grupo “KBM”, as maiores alterações identificadas foram na flexão/extensão do quadril MIP ($12,485 \pm 6,321^\circ$), flexão/extensão do joelho MICL ($11,178 \pm 2,680^\circ$), flexão/extensão do joelho MIP ($10,966 \pm 3,489^\circ$), dorsiflexão do tornozelo MIP ($10,873 \pm 1,538^\circ$) e flexão/extensão do quadril MICL ($10,832 \pm 4,485^\circ$).

Este aumento do valor da GVS flexão/extensão do quadril MIP pode ser devido a tendência que o amputado tem de aumentar o comprimento do passo com este membro ou ainda, a uma postura ligeiramente anterior do tronco utilizada para aumentar a estabilidade durante o apoio (Bateni e Olney, 2002).

No grupo “vácuo”, a dorsi/plantiflexão do tornozelo MIP ($10,536 \pm 1,809^\circ$), a dorsi/plantiflexão MICL ($9,088 \pm 3,581^\circ$), a flexão/extensão do joelho MIP ($8,946 \pm 2,128^\circ$) e a rotação pélvica ($8,020 \pm 2,440^\circ$) foram as GVS que apresentaram maior alteração.

A dorsi/plantiflexão do tornozelo MIP é aumentada devido à falta de mobilidade do tornozelo protético, enquanto no MICL esta alteração pode acontecer devido a compensação que o amputado utiliza para aumentar o comprimento deste membro durante o balanço do MIP, facilitando a liberação do pé protético (Nolan e Lees, 2000; Sagawa *et al.*, 2011).

Nota-se que as principais alterações foram diferentes entre os dois grupos, apontando para as diferenças referentes aos componentes protéticos e às compensações provenientes do uso de cada encaixe.

Mesmo com a preservação do joelho anatômico, os amputados transtibiais não apresentam padrão cinemático igual ao de pessoas sem alterações musculoesqueléticas (Kark *et al.*, 2012). A flexão/extensão do joelho MIP foi uma das variáveis que obteve desvio considerável nos dois grupos, pois o joelho do lado protetizado apresentou aumento da extensão no apoio médio, para compensar a falta de mobilidade do tornozelo protético (Bateni

e Olney, 2002). O pé SACH não é articulado e, apesar de possuir um calcanhar macio que absorve o impacto, o aplainamento do pé no solo é atrasado, fazendo com que um momento de instabilidade de suporte do peso apenas no calcanhar, gere contração nos músculos adjacentes ao joelho para aumentar a estabilidade articular (Lusardi e Nielsen, 2007; Wilken e Marin, 2009; Sagawa *et al.*, 2011).

Os resultados de outros estudos foram semelhantes aos do estudo atual, com maior alteração na flexão/extensão dos quadris MIP ($9,1 \pm 5,6^\circ$) e MICL ($9,5 \pm 6,0^\circ$) e a flexão do joelho MIP ($8,9 \pm 8,1^\circ$). Os participantes não apresentaram um padrão normal de recepção de carga pelo joelho do lado protetizado, além de apresentar diminuição ou aumento no pico de flexão do joelho no balanço (Kark *et al.*, 2012).

Outro estudo, avaliou quinze pessoas com amputações a nível transfemoral (7) e transtibial (8), e todas as GVS apresentaram alteração comparado com o normal, principalmente no plano sagital. Os maiores desvios foram na flexão/extensão dos quadris ($20,9^\circ$ no MIP e $20,0^\circ$ no MICL), inclinação pélvica ($17,75^\circ$) e flexão/extensão do joelho MIP ($11,7^\circ$) (Kark *et al.*, 2009).

Uma terceira pesquisa teve os maiores desvios na rotação do quadril MIP ($14,54 \pm 3,88^\circ$), flexão/extensão do joelho MICL ($10,54 \pm 2,44^\circ$) e flexão/extensão do quadril MIP ($10,26 \pm 4,80^\circ$) (Ferreira *et al.*, 2013).

Pode-se notar que todos os estudos mencionados, assim como o presente estudo, observaram alterações no membro inferior contralateral à amputação (MICL). Isso se deve às estratégias compensatórias realizadas por este membro que ocorrem frequentemente em indivíduos amputados (Kark *et al.*, 2012), devido à falta de propriocepção e de movimento na articulação do pé protético (Fritzen, 2012). Um estudo avaliou 5 indivíduos com amputação transtibial e encontrou maior extensão do quadril, flexão do joelho e dorsiflexão no membro inferior contralateral à amputação, comparado com indivíduos normais (Bateni e Olney, 2002). A diminuição de mobilidade do tornozelo protético pode levar ao aumento de até 15° no movimento do tornozelo do membro inferior intacto (Nolan e Lees, 2000).

É de conhecimento da literatura que as pessoas com amputação podem apresentar padrão assimétrico de marcha devido, principalmente, a dificuldade e insegurança em realizar descarga de peso no membro inferior protetizado e pela ausência de estímulos sensoriais neste membro (Isakov *et al.*, 2000; Po-Fu Su, 2007; Sagawa *et al.*, 2011; Ferreira *et al.*, 2013).

No presente estudo utilizou-se o comprimento do passo, período de apoio, tempo de apoio simples e GPS para verificar se o encaixe a vácuo proporciona um padrão de marcha mais simétrico ao seu usuário, comparado ao encaixe KBM. Os resultados confirmaram esta

hipótese, já que o grupo “KBM” apresentou diferença significativa entre o MIP e o MICL (assimetria) no comprimento do passo ($p= 0,007$), período de apoio ($p= 0,000$) e tempo de apoio simples ($p= 0,000$), enquanto o grupo “vácuo” não obteve diferença significativa em nenhum dos parâmetros avaliados, demonstrando melhor simetria. Isso se deve ao fato de um encaixe que se fixa melhor ao coto oferecer ao amputado melhor controle sobre o posicionamento da prótese devido ao aprimoramento da propriocepção e transferências de força através do encaixe (Kapp e Miller, 2009; Sagawa *et al.*, 2011)

Outros estudos encontraram esta assimetria, com maior período de apoio e tempo de apoio simples no MICL à amputação (Isakov *et al.*, 2000; Bateni e Olney, 2002; Po-Fu Su, 2007; Fritzen, 2012; Ferreira *et al.*, 2013), demonstrando maior equilíbrio e segurança sobre este membro. Problemas no encaixe e no alinhamento da prótese podem aumentar a assimetria, pois podem levar à dor e desconforto durante a tomada de peso no MIP, além de desequilíbrio (Carvalho, 2003; Sagawa *et al.*, 2011). Um dos fatores que causam desequilíbrio é a demora para alcançar o aplainamento completo do pé protético com o solo durante a resposta à carga, devido à ausência de mobilidade deste (Sagawa *et al.*, 2011).

Outros estudos também encontraram que o uso de encaixe a vácuo reduz o pistonamento do coto e mantém o volume do coto durante seu uso. Estes fatores levam a uma marcha mais simétrica nos usuários deste tipo de suspensão, caracterizada por um período de apoio e comprimento de passo mais simétricos (Board *et al.*, 2001). Portanto, boa suspensão e encaixe da prótese possibilitam marcha mais simétrica, corroborando com os resultados do presente estudo.

Alguns estudos compararam tipos de componentes protéticos utilizados em pessoas com amputação transtibial (Van Der Linde *et al.*, 2004; Fritzen, 2012; Gholizadeh, Osman, Eshraghi, *et al.*, 2012), porém nenhum deles comparou especificamente os encaixes avaliados neste estudo, ou utilizou a GPS e as GVS para este propósito.

Ainda estudos realizaram esta comparação com o mesmo grupo de indivíduos utilizando os diferentes tipos de componentes protéticos (Fritzen, 2012; Gholizadeh, Osman, Eshraghi, *et al.*, 2012; Gholizadeh, Osman, Kamyab, *et al.*, 2012). Porém, o estudo atual preocupou-se com a adaptação de cada participante a sua prótese, fato que influencia muito o padrão de marcha do indivíduo amputado (Van Der Linde *et al.*, 2004; Wilken e Marin, 2009). A magnitude dos desvios de marcha é maior quando o paciente está no início da reabilitação e do uso da prótese e se acostumando com os componentes protéticos (Wilken e Marin, 2009).

No presente estudo todos os valores de GPS foram menores no grupo “vácuo” comparados com o grupo “KBM”, ou seja, a marcha de indivíduos que utilizavam encaixe a vácuo apresentaram desvios menores que a marcha daqueles que utilizavam encaixe KBM. A GPS MIP foi de $8,947 \pm 1,843^\circ$ no grupo “KBM” e de $7,956 \pm 1,033^\circ$ no grupo “vácuo”, a GPS MICL foi de $8,553 \pm 1,419^\circ$ no “KBM” e $7,102 \pm 0,359^\circ$ no “vácuo” e a GPS total dos participantes do grupo “KBM” foi $9,273 \pm 1,574^\circ$ e no grupo “vácuo” o valor foi $7,998 \pm 0,543^\circ$. Porém, somente a GPS total ($p = 0,026$) e a GPS MICL ($p = 0,005$) foram significativamente diferentes entre os dois grupos.

Apenas a GVS flexão/extensão do joelho MICL ($11,178 \pm 2,680^\circ$ no grupo “KBM” e $7,620 \pm 1,163^\circ$ no grupo “vácuo”) apresentou diferença significativa entre os grupos ($p = 0,002$), porém muitas delas foram menores no grupo “vácuo”. Entre estas estão a flexão/extensão do quadril MIP ($12,485 \pm 6,321^\circ$ no grupo “KBM” e $7,836 \pm 3,347^\circ$ no “vácuo”) e MICL ($10,832 \pm 4,485^\circ$ no “KBM” e $7,908 \pm 2,588^\circ$ no “vácuo”) e flexão/extensão do joelho MIP ($10,966 \pm 3,489^\circ$ no KBM e $8,946 \pm 2,128^\circ$ no vácuo). Este fato mostra que aqueles que utilizavam encaixe a vácuo apresentaram menos desvios e compensa es de marcha que os que usavam o encaixe KBM.

Uma das razões   que o encaixe a vácuo possibilita melhor suspensão da prótese, a qual melhora a transferência de forças do coto para a prótese, o que reduz ou elimina alguns desvios de marcha e compensa es com o MICL nos indivíduos que utilizam este tipo de suspensão (Esquenazi e Iii, 1996; Beil e Street, 2004).

A redu o do pistonamento do coto em rela o ao encaixe e a redu o da perda de volume do coto melhoram a fixa o no encaixe, aumentando a propriocep o e o controle da prótese pelo indivíduo (Goswami *et al.*, 2003), levando ao aumento do nível de atividade do amputado a nível transtibial que utiliza encaixe com suspensão a vácuo (Hill *et al.*, 2010).

No presente estudo, além da GPS e das GVS, utilizaram-se os dados de tempo e espaço para esta compara o. Estes dados foram diferentes entre os grupos, porém sem significância estatística. A velocidade média, por exemplo, foi de $98,125 \pm 15,799$ cm/s no grupo “KBM” e de $101,600 \pm 13,998$ cm/s no grupo “vácuo”, com um valor de p de compara o de 0,665.

Com respeito   correla o, o grupo que utilizava encaixe KBM apresentou correla o forte e significativa entre a GPS total e a GPS MIP ($\rho = 0,811$) e entre a GPS total e a GPS MICL ($\rho = 0,916$), mostrando a rela o das GVS dos dois lados com a GPS total. Já no grupo “vácuo” o coeficiente de correla o de Spearman (ρ) foi de 0,700 entre a GPS total e a GPS MIP, porém não significativa e foi fraca (0,100) entre a GPS total e a GPS MICL,

apontando para maior colaboração das alterações do membro inferior protetizado na formação da GPS total neste grupo.

Nenhuma correlação entre as GPS e os parâmetros de tempo e espaço foi significativa, mas, no grupo “vácuo”, ocorreu correlação negativa forte da velocidade com a GPS MIP ($\rho = -0,800$) e com a GPS total ($\rho = -0,700$), mostrando a oposição das duas variáveis. Além disso, a cadência teve correlação moderada com todos os valores de GPS. A amostra pequena pode ter influenciado a não significância destas correlações, porém, apesar deste fator, nota-se que apenas o grupo “vácuo” obteve coeficientes de correlação entre moderado e forte. Isso pode demonstrar que neste grupo os parâmetros de tempo e espaço afetam mais o padrão de cinemática da marcha do que no grupo "KBM".

Um estudo anterior avaliou a marcha de vinte amputados (12 transtibiais e 8 transfemorais) e apresentou correlação (ρ) moderada da velocidade com a GPS, sendo de -0,64 para as GPS com MIP e MICL e de -0,70 para a GPS Total. O autor sugeriu que este resultado demonstra a forte relação entre as características cinemáticas e a funcionalidade da marcha desta população (Kark *et al.*, 2012). Deve-se lembrar que esta pesquisa não citou os componentes protéticos utilizados pelos participantes.

Em outro ainda, a qual avaliou amputados que utilizavam encaixe KBM, a correlação (ρ) da GPS total com a velocidade foi de -0,50, com o comprimento do passo MIP foi de -0,70 e com o MICL, de -0,30. O coeficiente de correlação (ρ) da GPS total com o período de apoio com o MIP foi de -0,70 e de 0,50 com o MICL (Ferreira *et al.*, 2013).

No estudo de validação da GPS, os autores encontraram fraca correlação da GPS com a velocidade da marcha ($\rho = -0,28$), sugerindo que a velocidade afeta fracamente o padrão cinemático da marcha, e que ambos representam medidas complementares da qualidade de marcha de uma pessoa (Baker, Mcginley, Schwartz, *et al.*, 2009). Porém, deve-se levar em consideração o fato deste estudo ter avaliado crianças com Paralisia Cerebral, uma população com características bem peculiares e diferentes de indivíduos amputados.

No presente estudo correlacionou-se ainda os valores de GPS com as GVS. Os resultados mais expressivos foram encontrados no grupo “KBM”. As melhores correlações aconteceram entre a flexão/extensão do quadril MIP com a GPS MIP ($\rho = 0,944$) e a GPS total ($\rho = 0,797$), e entre a flexão/extensão do quadril MICL com a GPS MIP ($\rho = 0,874$), GPS MICL ($\rho = 0,727$) e GPS total ($\rho = 0,804$), que foram todas fortes e significativas ($p < 0,01$). Estas foram, portanto, as variáveis de marcha que mais contribuíram para os valores de GPS neste grupo.

Ainda no grupo “KBM”, as variáveis inclinação pélvica e dorsi/plantiflexão MIP obtiveram correlação moderada e significativa ($p < 0,05$) com a GPS MIP, e as variáveis flexão/extensão do quadril MIP, flexão/extensão do joelho MICL e rotação do quadril MIP se mostraram moderadamente correlacionadas ($p < 0,05$) com a GPS MICL. Além disso, a rotação pélvica, a flexão/extensão do joelho MICL e a rotação do quadril MIP tiveram correlação moderada e significativa ($p < 0,05$) com a GPS total.

No grupo “vácuo”, apenas a GVS rotação do quadril MIP foi forte e significativamente ($p < 0,05$) correlacionada com as GPS MIP e GPS total ($\rho = 0,900$), o que demonstra que neste grupo aquela variável foi a que mais contribuiu no valor final destas GPS. Não se encontraram estudos anteriores que correlacionaram as GVS com os valores de GPS de indivíduos amputados.

6. CONCLUSÃO

O objetivo principal era comparar, através da análise 3D da marcha, as alterações de marcha de pacientes com amputação transtibial, previamente treinados, que utilizam próteses com encaixe KBM e a vácuo. E para tal, foram utilizados a GPS, as GVS e os parâmetros lineares da marcha. Pode-se concluir que os indivíduos que utilizaram encaixe a vácuo apresentaram um padrão de marcha mais funcional e com menores desvios que aqueles que utilizaram encaixe KBM, quando comparados através da GPS, das GVS e dos parâmetros de tempo e espaço.

Quando comparados com resultados obtidos por sujeitos saudáveis (padrão de marcha considerado normal), os dois grupos obtiveram velocidade da marcha significativamente menores. Além disso, o período de apoio e o tempo de apoio simples com os dois membros inferiores foram diferentes de indivíduos sem alterações musculoesqueléticas. O período de apoio foi significativamente maior e o tempo de apoio simples menor que o normal, corroborando com estudos anteriores e reforçando a dificuldade de equilíbrio dinâmico nesta população.

Nos dois grupos ainda, os valores de GPS e GVS foram maiores que o normal, porém o “KBM” apresentou maiores desvios que o “vácuo”. Enquanto no primeiro grupo 13 das 15 variáveis de marcha foram significativamente maiores que o normal, no segundo apenas 9 delas foram significativamente maiores que os valores de referência.

Os maiores desvios do grupo do encaixe KBM foram nas GVS flexão/extensão dos quadris, flexão/extensão dos joelhos e dorsi/plantiflexão do tornozelo MIP, podendo assim caracterizar este como o padrão de desvio do MAP deste grupo. O grupo “vácuo” teve os principais desvios nas GVS dorsi/plantiflexão dos tornozelos, flexão/extensão do joelho MIP e rotação pélvica, sendo este o padrão de desvio do MAP deste grupo. Encontraram-se, portanto, padrões diferentes de desvio nos dois grupos.

Desvios de marcha foram encontrados no MICL nos dois grupos, os quais representam as compensações realizadas neste membro para possibilitar uma marcha mais funcional com a prótese.

Os participantes que utilizaram o encaixe a vácuo apresentaram marcha mais simétrica que os participantes que utilizavam encaixe KBM, pois aquele tipo de encaixe proporciona maior fixação da prótese ao coto de amputação, melhorando o controle da prótese

e a propriocepção. O grupo “KBM” confirmou achados da literatura ao possuir um comprimento do passo com o MICL significativamente menor que o normal.

O grupo que utilizava o encaixe a vácuo obteve menores valores de GPS que o grupo “KBM”, ou seja, apresentou menores desvios da marcha. Além disso, muitas GVS foram menores naquele grupo. Entre elas estão a flexão/extensão do quadril MIP e MICL, flexão/extensão do joelho MIP e a flexão/extensão do joelho MICL, a qual foi a única diferença estatisticamente significante entre os grupos de encaixe. Além disso, o mesmo grupo teve velocidade da marcha maior que o grupo “KBM” e, apesar desta diferença não ter sido significativa, aponta para maior funcionalidade da marcha destes indivíduos.

No grupo “KBM” as GPS MIP e MICL apresentaram correlação forte e significativa com a GPS total. No grupo vácuo, porém, apenas a GPS MIP teve correlação forte, mas não significativa com a GPS total, apontando para maior colaboração do membro inferior amputado no desvio global da marcha neste grupo.

Nenhuma correlação entre a GPS e os parâmetros de tempo e espaço foi significativa. No entanto, no grupo “vácuo” ocorreram algumas correlações fortes. Quando correlacionaram-se os valores de GPS com as GVS, as melhores correlações aconteceram no grupo “KBM”, entre a flexão/extensão do quadril MIP com a GPS MIP e a GPS total, e entre a flexão/extensão do quadril MICL com todos os valores de GPS, que foram todas fortes e significativas. Estas foram, portanto, as variáveis de marcha que mais contribuiriam para os valores de GPS neste grupo. No grupo vácuo, devido a amostra ser pequena, apenas a variável rotação do quadril MIP foi forte e significativamente correlacionada com as GPS MIP e GPS total.

Um dos diferenciais deste estudo foi a utilização de uma amostra de participantes que utilizavam encaixe KBM e a vácuo, reabilitados com o mesmo protocolo, no mesmo centro de reabilitação. Além disso, todos utilizavam componentes protéticos dispensados pelo Sistema Único de Saúde Brasileiro (SUS), o que tornou a amostra mais homogênea que as encontradas em estudos prévios.

Espera-se que os achados desta pesquisa possam contribuir na indicação do melhor método de suspensão para próteses transtibiais, além de, através do conhecimento das variáveis de marcha com maior alteração em cada encaixe, aprimorar o processo de reabilitação e treino de marcha nesta população.

PUBLICAÇÕES RELACIONADAS À DISSERTAÇÃO

FERREIRA, A. E. K.; NEVES, E. B.; MELANDA, A. G.; PAULETO, A. C.; IUCKSCH, D. D.; KNAUT, L. A. M. et al. **Transtibial Amputee Gait: Kinematics and Temporal-Spatial Analysis**. In: ROMERO, L. M. R., XIII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing 2013, 2013, Seville, Spain. © Springer International Publishing Switzerland 2014. p.61- 64.

FERREIRA, A. E. K.; NEVES, E. B. 3D gait analysis of transtibial amputees: comparison of vacuum and KBM prosthetic fitting using the Gait Profile Score. *Gait & Posture*, p. 15, 2014. (Submetido)

REFERENCIAL BIBLIOGRÁFICO

ALI, S.; OSMAN, N. A. A.; NAQSHBANDI, M. M.; ESHRAGHI, A.; KAMYAB, M.; GHOLIZADEH, H. **Qualitative study of prosthetic suspension systems on transtibial amputees' satisfaction and perceived problems with their prosthetic devices.** Arch Phys Med Rehabil, v. 93, p. 1919-1923, 2012.

BAKER, R. **Measuring Walking - A Handbook of Clinical Gait Analysis.** London: Mac Keith Press, 2013.

BAKER, R. **GDI-GPS calculator v 3.2.** www.wwrichard.net/resources/gps-map-and-gdi-calculators/. 2014.

BAKER, R.; MCGINLEY, J. L.; MH, S.; S, B.; A, R.; HK, G. **The Gait profile Score and Movement Analysis Profile.** Gait & Posture, v. 30, p. 265 - 9, 2009.

BAKER, R.; MCGINLEY, J. L.; SCHWARTZ, M.; THOMASON, P.; RODDA, J.; GRAHAM, K. **The minimal clinically important difference for the Gait Profile Score.** Gait & Posture, v. 35, p. 612-615, 2012.

BAKER, R.; MCGINLEY, J. L.; SCHWARTZ, M. H.; BEYNON, S.; ROZUMALSKI, A.; GRAHAM, H. K. et al. **The Gait Profile Score and Movement Analysis Profile.** Gait & Posture, v. 30, n. 3, p. 265-269, 2009.

BATENI, H.; OLNEY, S. J. **Kinematic and Kinetic Variations of Below-Knee Amputee Gait.** JPO Journal of Prosthetics and Orthotics, v. 14, n. 1, p. 2-10, 2002.

BEIL, T. L.; STREET, G. M. **Comparison of interface pressures with pin and suction suspension systems.** Journal of Rehabilitation Research & Development, v. 41, Number 6A, p. 821-828, 2004.

BEYNON, S.; MCGINLEY, J. L.; DOBSON, F.; BAKER, R. **Correlations of the Gait Profile Score and the Movement Analysis Profile relative to clinical judgments.** Gait & Posture, v. 32, p. 129 - 132, 2010.

BOARD, W. J.; STREET, G. M.; CASPERS, C. **A comparison of trans-tibial amputee suction and vacuum socket conditions.** Prosthetics and Orthotics International, v. 25, p. 202-209, 2001.

BOER-WILZING, V. G. D.; BOLT, A.; GEERTZEN, J. H.; EMMELLOT, C. H.; BAARS, E. C.; DIJKSTRA, P. U. **Variation in Results of Volume Measurements of Stumps of Lower-Limb Amputees: A Comparison of 4 Methods.** Arch Phys Med Rehabil, v. 92, p. 941 - 946, 2011.

BRASIL, M. D. S. **Diretrizes de Atenção à Pessoa Amputada.** ESTRATÉGICAS, S. D. A. À. S.-D. D. A. P. Brasília - DF: Ministério da Saúde: 36 p. 2013.

CARVALHO, J. A. **Amputações de membros inferiores em busca da plena reabilitação.** 2ª. Barueri: Manole, 2003.

CHARLTON, I. W.; TATE, P.; SMYTH, P.; ROREN, L. **Repeatability of an optimised lower body model.** *Gait & Posture*, v. 20, n. 2, p. 213-221, 2004.

CHIARI, L.; CROCE, U. D.; LEARDINI, A.; CAPPOZZO, A. **Human movement analysis using stereophotogrammetry - Part 2: Instrumental errors.** *Gait & Posture*, v. 21, p. 197-211, 2005.

CORPORATION, M. A. **Ortotrak 6.5 - Gait Analysis Software: Reference Manual.** CORPORATION, M. A. Santa Rosa: I-8, I-15 p. 2007.

CROCE, U. D.; LEARDINI, A.; CHIARI, L.; CAPPOZZO, A. **Human movement analysis using stereophotogrammetry - Part 4: assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics.** *Gait & Posture*, v. 21, p. 226-237, 2005.

CZERNIECKI, J. M. **Rehabilitation in Limb Deficiency. 1. Gait and Motion Analysis.** *Arch Phys Med Rehabil*, v. 77, p. S3 - S8, 1996.

ESQUENAZI, A.; III, R. H. M. **Rehabilitation in Limb Deficiency. 4. Limb Amputation.** *Arch Phys Mad Rehabil*, v. 77, p. S18-S28, 1996.

FERGASON, J.; KEELING, J. J.; BLUMAN, E. M. **Recent Advances in Lower Extremity Amputations and Prosthetics for the Combat Injured Patient.** *Foot Ankle Clin N Am*, v. 15, p. 151-174, 2010.

FERREIRA, A. E. K.; NEVES, E. B.; MELANDA, A. G.; PAULETO, A. C.; IUCKSCH, D. D.; KNAUT, L. A. M. et al. **Transtibial Amputee Gait: Kinematics and Temporal-Spatial Analysis.** In: ROMERO, L. M. R., XIII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing 2013, 2013, Seville, Spain. © Springer International Publishing Sw itzerland 2014. p.61- 64.

FRITZEN, L. F. D. S. **Análise Cinemática da marcha de amputados transtibiais com diferentes tipos de pés protéticos.** 2012. 89 (Mestrado). Programa de pós-graduação em Bioengenharia, Universidade do Vale da Paraíba, São José dos Campos.

GHOLIZADEH, H.; OSMAN, N. A. A.; ESHRAGHI, A.; ALI, S.; SAEVARSSON, S. K.; ABAS, W. A. B. W. et al. **Transtibial prosthetic suspension: Less pistoning versus easy donning and doffing.** *JRRD*, v. 49, p. 1321 - 1330, 2012.

GHOLIZADEH, H.; OSMAN, N. A. A.; KAMYAB, M.; ESHRAGHI, A.; ABAS, W. A. B. W.; AZAM, M. N. **Transtibial prosthetic socket pistoning: Static evaluation of Seal-In® X5 and Dermo® Liner using motion analysis system.** *Clinical Biomechanics*, v. 27, p. 34-39, 2012.

GOSWAMI, J.; LYNN, R.; STREET, G.; HARLANDER, M. **Walking in a vacuum-assisted socket shifts the stump fluid balance.** *Prosthetics and Orthotics International*, v. 27 (2), p. 107-113, 2003.

GROEN, B. E.; GEURTS, M.; NIENHUIS, B.; DUYSSENS, J. **Sensitivity of the OLGA and VCM models to erroneous marker placement: Effects on 3D-gait kinematics.** *Gait & Posture*, v. 35, n. 3, p. 517-521, 2012.

HILL, M.; PATEL, H.; KISTENBERG, R. **Comparison of Liner Assisted Suspensions in Transtibial Prosthetics:** The Center for Orthotics and Prosthetics learning and outcomes/evidence-based practice 2010.

ISAKOV, E.; KEREN, O.; BENJUYA, N. **Trans-tibial amputee gait: time-distance parameters and EMG activity.** *Prosthet Orthot Int*, v. 24(3), p. 216-220, 2000.

KAPP, S.; MILLER, J. A. **Lower Limb Prosthetics.** In: PASQUINA, P. F. e COOPER, R. A. (Ed.). *Care of the Combat Amputee: Dept. of the Army*, 2009. cap. 20, p.553-580.

KARK, L.; VICKERS, D.; MCINTOSH, A.; SIMMONS, A. **Use of gait summary measures with lower limb amputees.** *Gait & Posture*, v. 35, p. 238-243, 2012.

KARK, L.; VICKERS, D.; SIMMONS, A.; MCINTOSH, A. **Using the movement analysis profile with lower limb amputees.** *Gait & Posture*, v. 30, Supplement 2, n. 0, p. S42-S43, 2009.

KENDALL, F. P.; MCCREARY, E. K.; PROVANCE, P. G.; RODGERS, M. M.; ROMANI, W. A. **Muscles testing and function with posture and pain** 2005.

KLUTE, G. K.; BERGE, J. S.; BIGGS, W.; PONGNUMKUL, S.; POPOVIC, Z.; CURLESS, B. **Vacuum-Assisted Socket Suspension Compared With Pin Suspension for Lower Extremity Amputees: Effect on Fit, Activity, and Limb Volume.** *Arch Phys Med Rehabil*, v. 92, p. 1579 - 1575, 2011.

LAFERRIER, J. Z.; GAILEY, R. **Advances in Lower- limb Prosthetic Technology.** *Phys Med Rehabil Clin N Am*, v. 21, p. 87-110, 2010.

LUSARDI, M. M.; NIELSEN, C. C. **Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation.** Saunders Elsevier, 2007.

MARQUES, A. P., Ed. **Manual de Goniometria - Revisada e ampliada:** Manole, 2ª edição ed. 2003.

MCGINLEY, J. L.; BAKER, R.; WOLFE, R.; MORRIS, M. E. **The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review.** *Gait & Posture*, v. 29, n. 3, p. 360-369, 2009.

NEUMANN, D. A. **Cinesiologia do aparelho musculoesquelético: Fundamentos para reabilitação física.** Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002.

NOLAN, L.; LEES, A. **The functional demands on the intact limb during walking for active trans-femoral and trans-tibial amputees.** *Prosthetics and Orthotics International*, v. 24, p. 117-125, 2000.

- PAPAIIOANNOU, G.; MITROGIANNIS, C.; NIANIOS, G.; FIEDLER, G. **Assessment of amputee socket–stump–residual bone kinematics during strenuous activities using Dynamic Roentgen Stereogrammetric Analysis.** *Journal of Biomechanics*, v. 43, p. 871 - 878, 2010.
- PASTRE, C. M.; SALIONI, J. F.; OLIVEIRA, B. A.; MICHELETTO, M.; JÚNIOR, J. N. **Fisioterapia e amputação transtibial.** *Arq Ciênc Saúde*, v. 12, n. 2, p. 120-24, 2005.
- PASTRE, C. M.; SALIONI, J. F.; OLIVEIRA, B. A. F.; MICHELETTO, M.; JÚNIOR, J. N. **Fisioterapia e amputação transtibial.** *Arq Ciênc Saúde*, v. 12, p. 120-24, abr.-jun. 2005.
- PERRY, J. **Análise de Marcha.** Barueri, SP: Manole, 2005.
- PO-FU SU, S. A. G., ROBERT D. LIPSCHUTZ, TODD A. KUIKEN. **Gait characteristics of persons with bilateral transtibial amputations.** *Journal of Rehabilitation Research and Development*, v. 44, n. 4, p. 491-502, 2007.
- RIETMAN, J. S.; POSTEMA, K.; GEERTZEN, J. H. B. **Ganalysis in prosthetics: opinions, ideas and conclusions.** *Prosthetics and Orthotics International*, v. 26, p. 50 - 57, 2002.
- ROBINSON, V.; SANSAM, K.; HIRST, L.; NEUMANN, V. **Major lower limb amputation e what, why and how to achieve the best results.** *ORTHOPAEDICS AND TRAUMA*, v. 24:4, p. 276-285, 2010.
- ROSE, J.; GAMBLE, J. G. **Marcha Humana.** Editorial Premier, 1998.
- SAGAWA, Y.; TURCOT, K.; ARMAND, S.; THEVENON, A.; VUILLERME, N.; WATELAIN, E. **Biomechanics and physiological parameters during gait in lower-limb amputees: a systematic review.** *Gait & Posture*, v. 33, n. 4, p. 511, 2011.
- SCHWARTZ, M. H.; ROZUMALSKI, A. **The gait deviation index: A new comprehensive index of gait pathology.** *Gait & Posture*, v. 28, p. 351 - 357, 2008.
- SCHWARTZ, M. H.; TROST, J. P.; WERVEY, R. A. **Measurement and management of errors in quantitative gait data.** *Gait & Posture*, v. 20, n. 2, p. 196-203, 2004.
- SOARES, A. S. O. D. C.; YAMAGUTI, E. Y.; MOCHIZUKI, L.; AMADIO, A. C.; SERRÃO, J. C. **Biomechanical parameters of gait among transtibial amputees: a review.** *Sao Paulo Med J.*, v. 127 (5), p. 302 - 9, 2009.
- SPICHLER, E. R. S.; SPICHLER, D.; LESSA, I.; FORTI, A. C. E.; FRANCO, L. J.; PORTE, R. E. L. **Capture-recapture method to estimate lower extremity amputation rates in Rio de Janeiro, Brazil.** *Revista Panamericana de Salud Publica*, v. 10 (5), p. 334 -340, 2001.
- VAN DER LINDE, H.; HOFSTAD, C. J.; GEURTS, A. C. H.; POSTEMA, K.; GEERTZEN, J. H. B.; VAN LIMBEEK, J. **A systematic literature review of the effect of different prosthetic components on human functioning with a lower-limb prosthesis.** *Journal of Rehabilitation Research and Development*, v. 41, n. 4, p. 555-570, Jul-Aug 2004.

WILKEN, J. M.; MARIN, R. **Gait Analysis and Training of people with limb loss.** In: PASQUINA, P. F. (Ed.). Care of the Combat Amputee - Textbooks of military medicine: Defense Dept., Army, Walter Reed Army Medical Center, Borden Institute, 2009. cap. 19, p.535-552.

YEUNG, L. F.; LEUNG, A. K. L.; ZHANG, M.; LEE, W. C. C. **Long-distance walking effects on trans-tibial amputees compensatory gait patterns and implications on prosthetic designs and training.** Gait & Posture, v. 35, p. 328-333, 2012.

GLOSSÁRIO

AMPUTAÇÃO: uma das cirurgias mais antigas que existem e consiste na retirada, total ou parcial, cirúrgica ou traumática, de um segmento corporal (Carvalho, 2003).

ANÁLISE TRIDIMENSIONAL (3D) DA MARCHA: processo pelo qual se determina o que faz com que uma pessoa ande de determinada maneira. (Baker, 2013). Ela gera medidas de cinemática, dados de tempo e espaço, eletromiografia e cinética que comunicam ao examinador como o indivíduo deambula (Soares *et al.*, 2009).

ENCAIXE KBM: é o mais utilizado entre os amputados transtibiais. Possui um revestimento interno flexível em polifórmio, o qual é responsável por dar conforto ao coto de amputação (Ali *et al.*, 2012) e um externo rígido laminado. O encaixe rígido possui, na sua parede anterior, um contorno interno que converte o tendão patelar numa superfície de sustentação de peso (Kapp e Miller, 2009). As paredes medial e lateral envolvem os côndilos femorais e são responsáveis pela suspensão da prótese e para controlar as forças mediolaterais e rotacionais aplicadas ao membro residual.

ENCAIXE A VÁCUO: é constituído de um revestimento de silicone, um encaixe rígido com uma válvula de expulsão unidirecional na região distal e uma manga de vedação hermética exterior. A válvula remove o ar do encaixe, criando assim um ambiente de vácuo negativo, o que faz com que a fixação da prótese ao coto seja mais eficiente (Kapp e Miller, 2009). Fluidos entram no coto quando o paciente realiza atividades sem suporte de peso, evitando o deslocamento vertical (pistonamento) que ocorre por perda de volume (Klute *et al.*, 2011). O peso é distribuído por todo o coto, diferentemente do KBM (Kapp e Miller, 2009).

MODELO HELEN HAYES: utilizado na orientação da colocação de marcadores reflexivos em pontos específicos para a análise de movimento em humanos. É um modelo muito utilizado nos laboratórios de análise 3D da marcha (Groen *et al.*, 2012).

PONTUAÇÃO DO PERFIL DA MARCHA (GPS): medida resumida da marcha que sumariza os dados de cinemática em uma única nota e qualifica a marcha de uma pessoa (Schwartz e Rozumalski, 2008; Baker, Mcginley, Mh, *et al.*, 2009). É o valor médio quadrático da diferença entre os valores de 15 variáveis cinemáticas do sujeito avaliado e de uma pessoa sem alterações de marcha.

PONTUAÇÃO DAS VARIÁVEIS DA MARCHA (GVS): valores médios quadráticos (RMS-*root mean square*) da diferença entre uma variável da marcha de um indivíduo e os dados

médios de um grupo de indivíduos normais, calculado através do ciclo de marcha para os lados direito e esquerdo.

PRÓTESE: dispositivo complexo de substituição do membro amputado e é composta por diversos componentes, entre eles o encaixe e o pé protético (Lusardi e Nielsen, 2007).

APÊNDICE A. TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLERECIDO

Eu, Alana Elisabeth Kuntze Ferreira, responsável pela pesquisa “*Análise tridimensional da marcha de pacientes com amputação transtibial e o uso de medidas resumidas para avaliação dos desvios da marcha*”, estou fazendo um convite para você participar como voluntário deste meu estudo.

Esta pesquisa pretende identificar como você caminha com sua prótese. Acredito que ela seja importante porque, conhecendo a maneiras como pessoas com amputação transtibial andam, podemos aperfeiçoar o treinamento com a prótese e identificar fatores de regulação na prótese que podem, no futuro, melhorar o seu caminhar e de outros amputados. Para sua realização você precisará comparecer até o Laboratório de Marcha do Centro Hospitalar de Reabilitação por uma única vez. Deve trazer um calção (se for homem) ou um top e um calção (se for mulher) para a realização do exame. Você passará por um exame físico, no qual avaliarei sua força muscular, sua mobilidade, seu peso, altura e o peso da sua prótese. Em seguida bolinhas serão coladas em alguns pontos do seu corpo e da prótese, e você caminhará numa pista de 10 metros vestindo sua prótese em uma velocidade que você costuma caminhar na rua.

Não há previsão de desconfortos e riscos provenientes de sua participação na presente pesquisa.

Durante todo o período da pesquisa você tem o direito de tirar qualquer dúvida ou pedir qualquer outro esclarecimento, bastando você entrar em contato comigo no telefone (41) 9654-4739.

Você tem garantido o seu direito de não aceitar participar ou de retirar sua permissão, a qualquer momento, sem nenhum tipo de prejuízo ou retaliação pela sua decisão.

As informações desta pesquisa serão confidenciais, e serão divulgadas apenas em eventos ou publicações científicas, não havendo identificação dos voluntários, sendo assegurado o sigilo sobre sua participação. Serão também, eventualmente, utilizadas algumas imagens, com a devida preservação de sua identidade.

A participação neste estudo não acarretará custos para você e não haverá qualquer compensação financeira relacionada à sua participação.

Autorização:

Eu, _____, do sexo _____, ____ anos, residente à rua _____, na cidade de _____, após a

leitura (ou a escuta da leitura) deste documento e ter tido a oportunidade de conversar com o pesquisador responsável, declaro estar informado (a) e devidamente esclarecido (a) sobre os objetivos e intenções deste estudo, dos procedimentos aos quais serei submetido (a) e sobre não haver previsão de riscos e desconfortos decorrentes do estudo. Recebi garantias de total sigilo e de obter esclarecimentos sempre que desejar. Sei que a minha participação está isenta de despesas. Concordo em participar voluntariamente deste estudo e sei que posso retirar meu consentimento a qualquer momento, sem prejuízo ou perda de qualquer benefício.

Assinatura do voluntário da pesquisa

Assinatura da testemunha

Data: __/__/__

Pesquisadora Responsável:

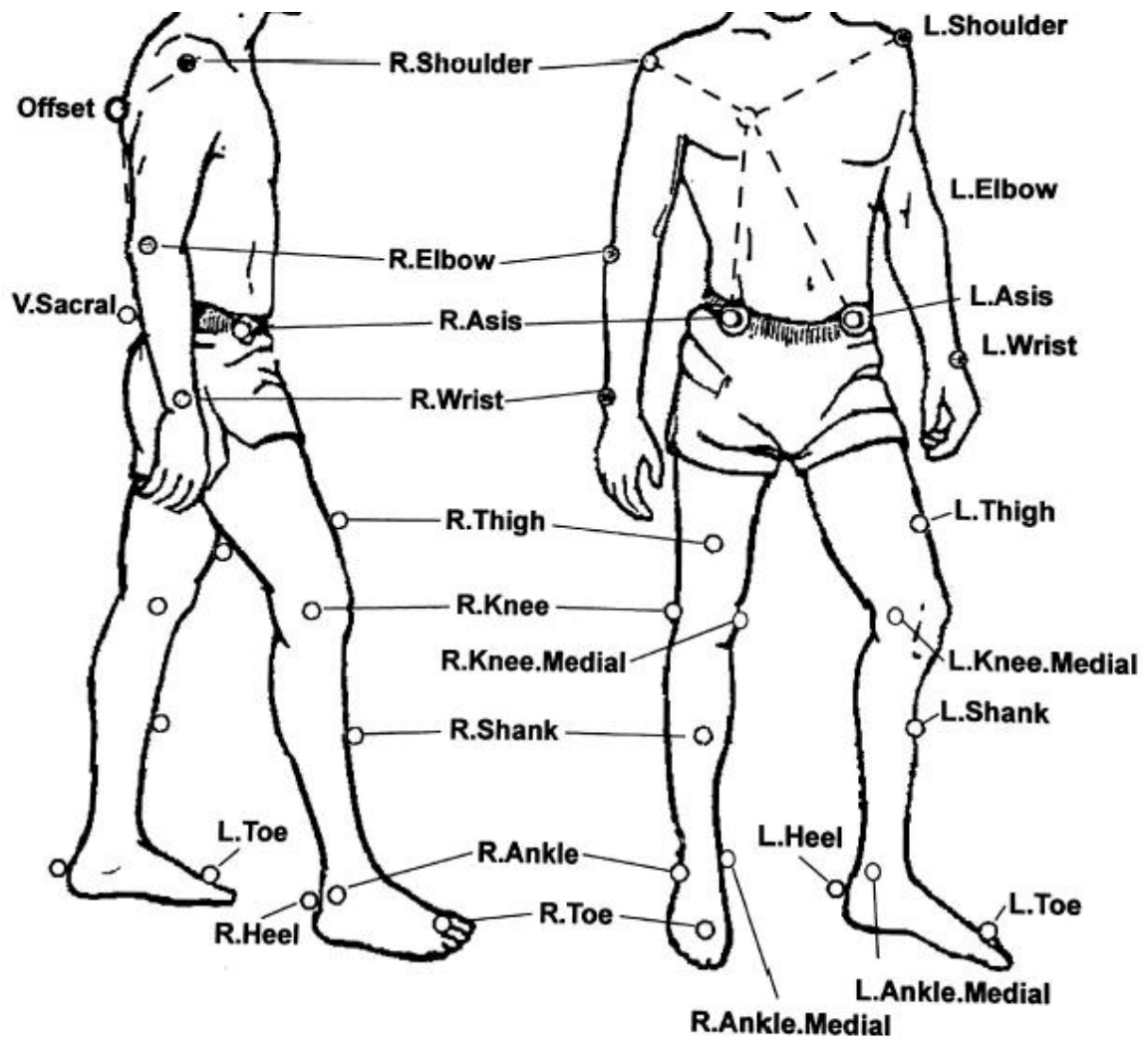
Eu, Alana Elisabeth Kuntze Ferreira, responsável pela pesquisa “*Análise tridimensional da marcha de pacientes com amputação transtibial e o uso de medidas resumidas para avaliação dos desvios da marcha*”, declaro que obtive espontaneamente o consentimento deste voluntário da pesquisa para participação neste estudo.

Assinatura da pesquisadora responsável

APÊNDICE B. EXAME FÍSICO

Prontuário:		Nome:		Peso (kg):	Altura (cm):	Data do exame:
Data de nascimento:	Idade:	Sexo:	Lado da amputação:	Data da amputação:	Comprimento do pé D (cm):	Comprimento do pé E (cm):
Peso da prótese (kg):	Encaixe:	Pé:	Causa amputação:	Largura do pé D (cm):	Largura do pé E (cm):	
Comprimento do coto: a partir da TAT (cm): A partir da BSP (cm):				EIAS D no estático (cm): EIAS E no estático (cm):		
Hipersensibilidade?	Cobertura distal:		Ação muscular no segmento:		Espículas ósseas?	
Presença de úlceras?			Forma do coto:			
AMPLITUDE DE MOVIMENTO						
	DIREITO			ESQUERDO		
Flexão de quadril						
Thomas						
Flexão do joelho						
Extensão do joelho						
Ângulo poplíteo						
Ângulo poplíteo com correção						
FORÇA MUSCULAR						
	DIREITO			ESQUERDO		
Flexão de quadril						
Extensão do quadril						
Abdução do quadril						
Adução do quadril						
Flexão do joelho						
Extensão do joelho						

ANEXO A. MODELO HELEN HAYES



Fonte: Corporation, 2007.