

Gabriel de Souza Prim

**MODELO DE ANÁLISE DE EQUILÍBRIO UTILIZANDO  
SISTEMA DE CAPTURA DE MOVIMENTOS**

Dissertação submetida ao Programa de  
Pós-Graduação em Design da  
Universidade Federal de Santa Catarina  
para a obtenção do Grau de Mestre em  
Design

Orientador: Prof. Dr. Eng. Milton Luiz  
Horn Vieira

Florianópolis  
2016

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor  
através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária  
da UFSC.

A ficha de identificação é elaborada pelo próprio autor  
Maiores informações em:  
<http://portalbu.ufsc.br/ficha>

Gabriel de Souza Prim

**MODELO DE ANÁLISE DE EQUILÍBRIO UTILIZANDO  
SISTEMA DE CAPTURA DE MOVIMENTOS**

Esta Dissertação foi julgada adequada para obtenção do Título de Mestre, e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Design.

Florianópolis, 11 de Março de 2016.

---

Prof. Milton Luiz Horn Vieira, Dr. Eng.  
Coordenador do Curso

**Banca Examinadora:**

---

Cristiano Alves da Silva, Dr. Eng.  
Universidade Federal de Santa Catarina

---

Prof.<sup>a</sup> Soraia Cristina Tonon da Luz, Dr.<sup>a</sup>  
Universidade do Estado de Santa Catarina

---

Prof. Wiliam Machado de Andrade, Dr.  
Universidade Federal de Santa Catarina

---

Prof. Luiz Fernando Gonçalves Figueiredo, Dr. Eng.  
Universidade Federal de Santa Catarina



Este trabalho é dedicado a todos que  
colaboraram para seu  
desenvolvimento.



## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço ao laboratório DesignLab por abrir as portas para o desenvolvimento deste trabalho.

Agradeço ao Centro Catarinense de Reabilitação (CCR) e ao técnico protesista Agenor Teixeira de Souza.

Agradeço aos que participaram desta pesquisa.



## **RESUMO**

Nos estudos recentes na área da computação gráfica, pode-se observar a integração com diversas profissões da área da saúde. Um dos equipamentos advindos dessa integração é o Motion Capture óptico. Na computação gráfica, utiliza-se esta tecnologia para a animação realista e automatizada de personagens 3D, enquanto na saúde utiliza-se para a análise de movimentos do ser humano, em especial a marcha. Com sistema de captura de movimentos, esta pesquisa objetiva elaborar um conjunto de testes para medição de equilíbrio, com enfoque em usuários de prótese transtibial unilateral com a finalidade de observar fatores relacionados ao design de próteses. Os procedimentos metodológicos desta pesquisa incluem a elaboração do conjunto de testes e a aplicação em população amputada e não amputada. A comparação entre os dois grupos permite discutir sobre a importância dos materiais no design das próteses, a relevância do acompanhamento fisioterapêutico e características no design das próteses que podem ser aprimoradas.

**Palavras-chave:** Design. Próteses. Captura de Movimentos.



## **ABSTRACT**

In recent research in the area of computer graphics, it can be seen integration with many professions in the healthcare area. One of the devices arising from such integration is the Optical Motion Capture. In computer graphics, this technology is used for realistic and automated 3D character animation while on healthcare is used for the analysis of movements of the human being, in particular gait. With Motion Capture system, this research aims to develop a set of procedures for balance measurement, focusing on unilateral transtibial prosthesis users with the purpose of observing factors related to prostheses design. The methodological procedures of this research include the development of the set of procedures and application on amputated and non amputated population. Comparison between the two groups allows discuss about the importance of materials in the prostheses design, the relevance of physical therapy and features of prosthesis design that can be improved.

**Keywords:** Design. Prostheses. Motion Capture.



## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Níveis de Amputação.....	28
Figura 2- Imagem gerada pelo zoopraxiscópio. ....	37
Figura 3 - Fuzil Cronográfico e Uma Imagem Produzida pelo Mesmo..38	
Figura 4 - Rotoscópio original dos irmãos Fleischer. ....	39
Figura 6 - Marcadores Passivos. ....	41
Figura 7 - Arquitetura Básica de Sistema de MoCap. ...	43
Figura 8 - Arquitetura de Um MoCap com Várias Câmeras. ....	44
Figura 9 - Configuração de marcadores do sistema motion capture que devem ser alocados no corpo do ator (a), marker set, e esqueleto humano simplificado (b), reconstruído por meio dos dados de posição captados dos marcadores.....	46
Figura 10 - Fluxograma do Processo de Captura de Movimentos para Animação.. ....	48
Figura 11 - Planta Esquemática da Sala de Captura de Movimentos....	56
Figura 12 - Fotografias da Sala de Captura de Movimentos Utilizada...58	



## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - população residente com dificuldades motoras, separados por grupos de idade. Fonte: Censo Demográfico IBGE 2010 .....	35
Tabela 2 - Resultados da Revisão Sistemática. Fonte: o Autor. . 52	
Tabela 2 - Resultados da Revisão Sistemática. Fonte: o Autor. . 52	
Tabela 3 - As características demográficas e epidemiológicas de participantes. Fonte: O Autor. ....	66
Tabela 4 - Resultados dos testes de equilíbrio e marcha em amputados e não amputados participantes. Fonte: o Autor. ....	70
Tabela 5 - Especificações técnicas das próteses dos participantes dos testes. Estas características estão relacionadas com performances individuais de seus usuários em termos de velocidade de marcha, atividades e pontuação nas atividades diárias e fisioterapia. Fonte: o Autor.....	76



## LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Número de Publicações Seleccionadas por Ano.....	53
Gráfico 2 - Número de Publicações seleccionadas por Base de Dados...	53
Gráfico 3 - Pontuação na Escala de Equilíbrio de Berg (Atividades Diárias).....	72
Gráfico 4 - Pontuação na Escala de Equilíbrio de Berg (Atividades Diárias).....	74



## SUMÁRIO

1.	Introdução.....	23
1.1.	Objetivos .....	24
1.1.1.	Objetivo Geral.....	24
1.1.2.	Objetivos Específicos.....	24
1.2.	Justificativa.....	24
1.3.	Delimitação do Problema .....	25
1.4.	Organização do Trabalho .....	26
2.	Fundamentação Teórica.....	27
2.1.	Amputação e Próteses .....	27
2.1.1.	Níveis de Amputação .....	27
2.1.2.	Etiologia das Amputações.....	28
2.1.3.	Equilíbrio e Reabilitação.....	29
2.1.4.	Próteses .....	30
2.1.5.	Testes de Equilíbrio .....	31
2.1.6.	Censo Demográfico IBGE 2010 .....	28
2.2.	Motion Capture .....	36
2.2.1.	Breve Histórico do MoCap .....	37
2.2.2.	Tipos de Motion Capture.....	40
2.2.3.	O Processo .....	45
3.	Procedimentos Metodológicos .....	49
3.1.	Revisão Sistemática E Registro De Concentração .....	49
3.1.1.	Escolha das Bases de Dados Pertinentes.....	50
3.1.2.	Determinação do Algoritmo.....	50
3.1.3.	Realização e Filtragem da busca .....	50
3.1.4.	Catologação e Sistematização da Busca Filtrada .50	
3.1.5.	Exposição dos Indicadores Bibliométricos .....	51
3.1.6.	Apresentação dos Resultados.....	51

3.2.	Preocupações éticas.....	54
3.3.	Condições Laboratoriais e Equipamento Utilizado.....	55
3.3.1.	População.....	59
3.3.2.	Ficha de Identificação.....	61
3.4.	Parceria com o Centro Catarinense de Reabilitação. ....	61
4.	Modelo de Medição do Equilíbrio com Uso do MoCap ...	63
5.	Participação dos Voluntários.....	65
6.	Coleta de dados .....	69
7.	Discussões.....	77
8.	Conclusões .....	81
9.	Referências.....	83
10.	Anexos .....	85
10.1.	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE).	85
10.2.	Ficha de Identificação do Voluntário.....	88
10.3.	Tabela de Controle dos Voluntários Protetizados.....	90
10.4.	Tabela de Controle dos Voluntários Não Amputados...	91
10.5.	Ângulos obtidos no Procedimento 1 - Voluntários	92
Amputados		
10.6.	Ângulos Obtidos no Procedimento 1 - Não	93
Amputados		
10.7.	Desempenho dos Voluntários Protetizados no	
Procedimento 2 .....		94
10.8.	Desempenho no Procedimento 2 - Voluntários Não	
Amputados		95
10.9.	Desempenho no Procedimento 3 - Voluntários amputados	
		96
10.10.	Desempenho Procedimento 3 - Voluntários Não	
amputados		97
11.	Apêndices.....	99
11.1.	Autorização Emitida por Conselho de Ética .....	99

11.2.	Escala de Equilíbrio de Berg .....	102
11.3.	Escala de Equilíbrio de Tinetti – Versão Portuguesa .	107
11.4.	Script do Programa Autodesk 3D Max 2016 para Obtenção dos Dados do Procedimento A.....	111



## 1. INTRODUÇÃO

O contexto da amputação de membros é, de modo geral, um processo traumático para o indivíduo, que busca se estabilizar psicologicamente e socialmente diante de um momento crítico em sua vida. O sucesso da reabilitação é imprescindível para a independência do amputado, seja para a realização de uma marcha equilibrada ou para executar outras atividades cotidianas (BOCCOLINI, 2000; CARVALHO, 2003).

Para haver o controle do equilíbrio, é necessária a integridade dos elementos anatômicos e funcionais, que compreendem o aparelho vestibular, a visão, os centros nervosos, sistema proprioceptivo e o sistema musculoesquelético (MACHADO, 1993). A fim de manter o equilíbrio de amputados, as próteses buscam devolver ao indivíduo amputado a integridade dos elementos anatômicos e funcionais. O indivíduo amputado de membro inferior pode apresentar dificuldades na manutenção do equilíbrio estático, o que pode gerar quedas, e consequentemente fraturas (BARAÚNA et al., 2006).

Com os relatos dos usuários de prótese da região metropolitana de Florianópolis/SC, observa-se que as próteses distribuídas pela rede pública de saúde na região são em geral próteses convencionais (não modulares) feitas de forma manual, visto que muitas vezes não é utilizado o sistema modular. Entretanto, os relatos dos usuários de próteses neste contexto regional apontam que nem sempre o produto se adequa de forma satisfatória às necessidades do indivíduo.

A aquisição se dá por meio de processo de licitação conforme as necessidades do indivíduo amputado. Por meio de reuniões com ortopedistas, constatou-se que na região de Florianópolis os usuários de prótese possuem também o direito de solicitar nova prótese a cada dois anos, por meio de nova licitação; ou seja, os indivíduos amputados não utilizam a mesma prótese por toda a vida. Nota-se que este processo de troca e adaptação de prótese passa por longas filas e é uma oportunidade para melhorar a reabilitação e a qualidade de vida do indivíduo. Contudo, esta oportunidade acaba sendo pouco aproveitada, pois há casos em que a nova prótese demonstrou-se pior do que a anterior, o que leva a crer que há problemas no design das próteses.

Considerando os problemas relacionados com a manutenção do equilíbrio dos indivíduos amputados, esta pesquisa se propõe a elaborar um método capaz de identificar as dificuldades que cada usuário de prótese possui, avaliando seu equilíbrio e seus movimentos cotidianos para identificar possíveis fatores limitantes e obter informações relevantes sobre o design da prótese atual para que a próxima prótese do indivíduo pudesse ser mais eficiente do que a atual. Tais informações poderiam ser apresentadas ao médico ortopedista e ao técnico protesista responsável pela montagem e ajuste da prótese do indivíduo. A pesquisa prevê encontros e reuniões com estes profissionais a fim de identificar quais informações são relevantes observar para o processo de montagem e regulagem da prótese.

Neste contexto, pergunta-se: como é possível identificar as características no design das próteses que poderiam ser otimizadas para melhoria da manutenção do equilíbrio do usuário?

## 1.1 OBJETIVOS

### 1.1.1 Objetivo Geral

Elaborar conjunto de testes para medição de equilíbrio, com enfoque em usuários de prótese transtibial unilateral.

### 1.1.2 Objetivos Específicos

- Relacionar as características de design das próteses e o equilíbrio dos usuários com o equilíbrio de não amputados.
- Identificar fatores que aproximam o equilíbrio dos amputados do equilíbrio de não amputados.
- Apontar possibilidades de melhorias nas próteses transtibiais.

## 1.2 JUSTIFICATIVA

Este trabalho justifica-se por sua relevância social e sua não trivialidade. A pesquisa torna-se relevante para a sociedade a partir do momento em que o modelo gerar uma indicação do que pode melhorar

para promoção da qualidade de vida de usuários de prótese. Mais do que sua reabilitação funcional, a prótese pode significar sua reabilitação social, sua autonomia, sua independência.

A não trivialidade desta pesquisa é notada ao perceber que o modelo proposto por essa pesquisa poderá ser capaz de oferecer informações cruciais que poderiam não ser notadas por meio da observação de equipe multiprofissional que assiste ao paciente amputado. Mesmo quando observadas, estas informações não chegam ao fabricante por não haver um meio preciso para a transmissão dessa informação.

O trabalho também se justifica por sua aderência ao programa de pós-graduação e ao professor orientador, pelo foco da pesquisa em tecnologia e inovação, podendo ter impacto significativo no design de próteses para pacientes amputados, os tipos de encaixe, tipos de suspensão, tipos de pés protéticos e no processo de montagem e alinhamento das próteses.

### 1.3 DELIMITAÇÃO DO PROBLEMA

Há uma grande diversidade de níveis de amputação e, como consequência, um grande número de tipos de próteses. Médicos ortopedistas do Centro Catarinense de Reabilitação informaram que a grande maioria das amputações são dos níveis transtibial e transfemural. Prevendo a dificuldade de conseguir número significativo de voluntários nos demais níveis de amputação, discute-se a viabilidade da pesquisa entre esses dois níveis de amputação.

Os médicos ortopedistas alertaram para a existência de diversos tipos de joelhos protéticos para os amputados transfemorais, e por conta disso seria necessário um número significativo de voluntários de cada tipo de joelho protético para uma validação científica. Observando a dificuldade em conseguir voluntários e considerando o prazo disposto para o estudo, optou-se pelos indivíduos amputados em nível transtibial.

Outro fator a ser abordado é quanto a lateralidade da amputação. Amputação unilateral (indiferente de perna direita ou esquerda) ou bilateral (ambas as pernas amputadas no mesmo indivíduo). Optou-se pela unilateralidade a fim de observar e comparar a movimentação da

perna protetizada em relação a perna sem amputação do mesmo indivíduo.

Por isto, o foco deste estudo é o equilíbrio de indivíduos amputados em nível transtibial unilateral.

#### 1.4 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

Este documento está organizado de forma a primeiramente estabelecer um embasamento teórico para em seguida argumentar sobre os procedimentos metodológicos adotados e apresentar os dados coletados.

Dito de forma mais detalhada, o capítulo dois apresenta uma revisão da literatura, a fim de conhecer o que a comunidade científica tem pesquisado nos últimos anos a respeito deste assunto, refletindo sobre sua relevância para o meio científico, e uma fundamentação teórica, na qual serão apresentados conceitos que permeiam o contexto da amputação e protetização, vitais para a compreensão dos objetivos e funcionamento das próteses. O capítulo também tratará dos instrumentos empregados na medição do equilíbrio de usuários de prótese na pesquisa.

Em seguida, capítulo 3 apresenta os procedimentos metodológicos adotados nesta pesquisa, com base nos conceitos levantados na fundamentação teórica.

O Modelo de Medição de Equilíbrio é apresentado no Capítulo 0.

Capítulo 5 trata da participação e das características dos participantes da pesquisa.

A coleta de dados é apresentada no Capítulo 6 e os dados coletados até o presente momento estão no Capítulo 10.

As discussões e as conclusões da pesquisa estão apresentadas nos capítulos 7 e 8, respectivamente.

## **2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA**

Para compreensão dos fundamentos que envolvem o modelo de medição de equilíbrio apresentado neste trabalho, apresentam-se conceitos que envolvem o contexto da amputação e da protetização, sistemas de captura de movimentos e uma visão das pesquisas recentes que relacionam a medição do equilíbrio com sistemas de captura de movimentos.

### **2.1 AMPUTAÇÃO E PRÓTESES**

Amputação significa retirada, geralmente cirúrgica, total ou parcial de um membro. O membro residual, denominado coto, é considerado um novo membro (CARVALHO, 2003). Nas subseções que seguem, apresentam-se conceitos relacionados a amputações e próteses, para melhor compreensão dos fatores básicos relacionados ao processo de amputação e reabilitação funcional.

#### **2.1.1 Níveis de Amputação**

Devido aos diferentes locais nos quais uma amputação pode ocorrer no corpo humano, existem nomenclaturas para definir o nível da amputação. Há oito níveis diferentes de amputação para os membros inferiores: Hemipelvectomy, Desarticulação de Quadril, Transfemural, Desarticulação de Joelho, Transtibial, Desarticulação de Tornozelo, Syme e Parcial do pé (CARVALHO, 2003). Esta pesquisa refere-se exclusivamente à amputação transtibial, que é realizada entre a desarticulação tibiotársica (tornozelo) e a de joelho. (CARVALHO, 2003). A Figura 1 ilustra os diferentes níveis de amputação, ilustrando o local onde ocorre a amputação transtibial.

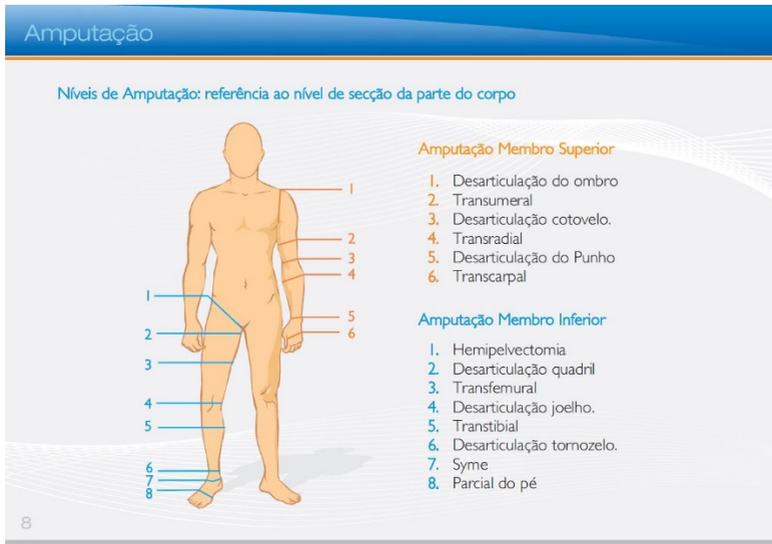


Figura 1 - Níveis de Amputação. Fonte: Guia do Amputado

### 2.1.2 Censo Demográfico IBGE 2010

A tabela 1, referente ao Censo Demográfico 2010 do IBGE, apresenta a população residente no Brasil com dificuldades motoras, separada por grupos de idade. Observando os números, percebe-se que 8.832.249 pessoas da população brasileira declararam apresentar alguma dificuldade motora, podendo estar vinculadas ou não com amputações.

### 2.1.3 Etiologia das Amputações

Para CARVALHO (2003), as causas da amputação podem ser classificadas em cinco categorias, a saber:

**Vascular periférica:** doenças arteriais, venosas ou linfáticas. As amputações deste tipo atingem principalmente pacientes de idade mais avançada, pela presença mais comum de doenças degenerativas.

**Traumática:** Traumas, acidentes de trânsito, acidentes de trabalho, ferimento por arma de fogo. Mais comum entre pacientes adolescentes e adultos jovens. Combatentes de guerra e vítimas de minas terrestres são vítimas comuns.

**Infeciosa:** infecções que culminam na necessidade da amputação. Sua presença vem se reduzindo com o passar dos anos com os avanços dos remédios.

**Tumoral:** tumores que necessitam da amputação para impedir seu crescimento pelo corpo. Este tipo de amputação tem diminuído sua frequência pelos avanços da tecnologia em combate a tumores como a radioterapia, a quimioterapia e meios de realizar o diagnóstico precoce.

**Congênitas:** má formação na gestação. Advinda de procedimento cirúrgico pós-natal.

A importância das etiologias das amputações para a presente pesquisa está na observação deste fator como uma variável. Portanto, nenhuma etiologia é excluída no decorrer da pesquisa, a fim de permitir observar uma possível diferença no padrão do equilíbrio dos indivíduos de cada etiologia em relação ao seu equilíbrio e sua reabilitação.

#### **2.1.4 Equilíbrio e Reabilitação**

Equilíbrio, em seu sentido mais amplo, inclui a capacidade de controlar a postura ereta sob uma variedade de condições e situações e a capacidade de um indivíduo de perceber suas limitações de estabilidade (BERG, 1989).

Para haver a manutenção do equilíbrio, é necessário integridade dos elementos anatômicos e funcionais. (MACHADO, 1993). Para a manutenção do equilíbrio de amputados, as próteses buscam devolver ao indivíduo amputado a integridade dos elementos anatômicos e funcionais. O indivíduo amputado de membro inferior pode apresentar dificuldades na manutenção do equilíbrio estático, o que pode gerar quedas, e consequentemente fraturas (BARAÚNA et al., 2006).

A presente pesquisa se propõe a elaborar um modelo para medição de equilíbrio com enfoque nos usuários de prótese transtibial unilateral. Será analisado nesta pesquisa tanto o equilíbrio estático quanto o equilíbrio dinâmico durante a realização da marcha.

A marcha normal é uma sucessão de desequilíbrios controlados pelo corpo por movimento simétrico, que resultam em progressões com segurança e redução de gasto energético. Para os amputados de membro inferior, essa simetria pode ser perdida, sendo a principal alteração da

marcha em amputados. O padrão de marcha após uma amputação depende da estrutura perdida e do potencial de controle (BARAÚNA et al., 2003; CARVALHO, 2003; RAMOS; SALES, 2005).

A perda da simetria no ciclo da marcha não é exclusividade de indivíduos amputados: indivíduos com desigualdade no comprimento dos membros inferiores possuem perda significativa da simetria corporal, afetando o bem-estar e a qualidade de vida. Uma das soluções para dificuldades como essa é a órtese, sobre a qual falaremos na próxima subseção, para diferenciá-las das próteses, que é de fato nosso foco neste trabalho.

### **2.1.5 Próteses**

As próteses são utensílios empregados para substituir alguma região perdida ou malformada do nosso organismo. O relato mais antigo de uma prótese data de 2.300 a.C., quando arqueólogos encontraram um esqueleto de uma mulher com um pé artificial, composto por uma pata de cabra adaptada com a pele do próprio animal. (CARVALHO, 2003)

Na Idade Média, as próteses eram construídas por técnicos de forma completamente artesanal, utilizando couro, madeira, aço, entre outros. Com os avanços da tecnologia, e com o aumento da demanda derivada da Primeira e Segunda Guerra Mundial, os componentes das próteses passaram a ser industrializados, permitindo os técnicos focarem esforços nos encaixes, montagem e alinhamento das próteses. (CARVALHO, 2003)

Assim passam a ser utilizados dispositivos médicos, que correspondem aos artigos, instrumentos, aparatos ou máquinas utilizados na prevenção, diagnóstico ou tratamento de doenças, ou para a detecção, mensuração, reabilitação, correção ou modificação da estrutura ou função do corpo para algum propósito de saúde. Normalmente, o objetivo de algum dispositivo médico não é obtido por meios farmacológicos, imunológicos ou metabólicos (WHO, 2011).

Dentre os diversos dispositivos médicos, podemos citar as próteses, sobre as quais já explicamos do que se trata, e as órteses, que são dispositivos aplicados externamente ao segmento corpóreo e utilizado

para modificar as características estruturais ou funcionais do sistema esquelético e neuromuscular. (CARVALHO, 2003). Ainda segundo Carvalho (2003), as órteses devem ser utilizadas como um complemento de tratamento, tendo como objetivo auxiliar uma reabilitação segura, rápida e eficaz.

Esta pesquisa está focada no estudo das próteses, em especial das próteses de membro inferior para amputação transtibial. Observando que as próteses buscam substituir uma região perdida do organismo, questiona-se quão eficiente são estes dispositivos, em termos de conforto, adaptação e equilíbrio.

### **2.1.6 Testes de Equilíbrio**

A partir do momento em que o indivíduo apresenta uma amputação, é necessária a condução de tratamento multiprofissional, que fará uma avaliação do indivíduo com a finalidade de promover qualidade de vida sob esta nova perspectiva para o indivíduo. (CARVALHO, 2003) Um dos fatores que são observados neste momento é o equilíbrio do indivíduo. A fim de possuir um método para a observação do equilíbrio de qualquer indivíduo, foram criados testes com a finalidade de mensurar a capacidade e as limitações de um indivíduo de manter seu equilíbrio.

Dentre os testes criados para avaliar o equilíbrio, pode-se citar o Teste de Romberg. Este teste, utilizado em diagnósticos há mais de 150 anos (REICKE, 1992), é eficaz como método de avaliação do risco de quedas. É realizado com o indivíduo de pé, pés juntos, olhos fechados, sendo orientado a permanecer na postura por 1 minuto (ICKENSTEIN et al., 2012; KIM et al., 2013). O teste pode ter sua duração reduzida com base nos resultados obtidos por Presumido et al (2003), que demonstrou que as maiores oscilações ocorrem nos primeiros 30 segundos. O teste permite a observação do equilíbrio estático do indivíduo sem o auxílio de sua visão. Enquanto o teste é realizado, o corpo do observado inclina-se para frente, para trás e/ou para as laterais a fim de manter o centro de gravidade estável. Caso o indivíduo analisado balance de forma irregular ou até mesmo caia o teste é considerado positivo para ataxia sensorial (danos na coluna vertebral que resultam na perda da percepção de si

mesmo no espaço). A presente pesquisa propõe a presença de um sistema de captura de movimentos durante a realização do teste, permitindo a observação dos ângulos nos momentos de maior oscilação lateral, anterior e posterior de forma a complementar para medição do equilíbrio estático.

Outro teste de equilíbrio é o Teste da Escala de Equilíbrio de Berg (Apêndice 11.2). A realização deste teste consiste em solicitar ao indivíduo que execute tarefas semelhantes às realizadas no dia a dia. Constitui-se de 14 atividades que podem ser classificadas de 0 a 4 pontos em escala ordinal, sendo 0 a incapacidade de realizar a atividade e 4 para um bom resultado na execução da atividade, com um total máximo de 56 pontos. Quando alcançada uma pontuação igual ou inferior a 45 pontos pode-se considerar o equilíbrio do indivíduo alterado negativamente, e pontuação igual ou inferior a 36 pontos indica risco muito próximo a 100% de sofrer quedas (BERG et al., 1992; WHITNEY et al., 1998; SANGLARD et al., 2007). O teste é simples de ser realizado, demora aproximadamente 15 minutos e permite também acompanhar a evolução dos pacientes mais idosos. Possui elevada objetividade de teste-reteste (ICC = 0,98), boa confiabilidade (0,96) e está bem estabelecido, comparado aos outros testes do equilíbrio e mobilidade, incluindo o índice de mobilidade de Tinetti (0,91) (MIYAMOTO et al., 2004; BADKE et al., 2011; EMILIO et al., 2014).

As tarefas envolvidas no teste de Berg são:

- Mudar da posição sentada para posição em pé;
- Permanecer em pé sem apoio;
- Permanecer sentado sem apoio nas costas, mas com os pés apoiados no chão ou num banquinho;
- Mudar da posição em pé para posição sentada;
- Transferir-se de uma cadeira para outra;
- Permanecer em pé sem apoio e com os olhos fechados;
- Permanecer em pé sem apoio e com os pés juntos;
- Alcançar à frente com o braço estendido permanecendo em pé;
- Pegar um objeto do chão a partir de uma posição em pé;
- Virar-se e olhar para trás por cima dos ombros direito e esquerdo

- enquanto permanece em pé;
- Girar 360 graus em pé;
- Posicionar os pés alternadamente no degrau/banquinho enquanto permanece em pé sem apoio;
- Permanecer em pé sem apoio e com um pé à frente;
- Permanecer em pé sobre uma perna;

Outro teste para medir equilíbrio é o Teste de Marcha e Equilíbrio de Tinetti (Apêndice 11.3), que é constituído de duas partes. A primeira parte possui nove aspectos de equilíbrio estático, classificando-os de 0 a 16 pontos em escala ordinal: 0 indica um pobre equilíbrio e 16 um bom controle do equilíbrio. A segunda parte do teste avalia 7 aspectos da marcha, inicialmente com uma caminhada com passos normais, e depois com passos mais rápidos, pontuando de 0 a 12, sendo 0 a incapacidade de caminhar ou de realizar qualquer um dos eventos padrões de marcha realizados, e 12 indica um padrão de marcha adequado (CONESA et al., 2012).

A primeira parte do teste é realizada com o sujeito sentado em uma cadeira rígida, sem braços observando-se as seguintes etapas:

- Equilíbrio sentado;
- Ato de se levantar da cadeira;
- Tentativas para se levantar;
- Equilíbrio de pé imediato (5 segundos);
- Equilíbrio de pé;
- Desequilíbrio na altura do esterno causado pelo observador;
- Olhos fechados;
- Giro de 360° em pé;
- Ato de sentar-se na cadeira;

A segunda etapa do teste é realizada efetuando-se a observação da marcha, pontuando nos seguintes critérios:

- Iniciação da Marcha;
- Comprimento e altura do passo;
- Simetria do passo;

- Continuidade do passo;
- Desvio da linha reta (máximo 30cm);
- Tronco;
- Base de Apoio;

Os testes apresentados aqui foram utilizados na concepção de um modelo para a medição do equilíbrio de indivíduos amputados com o auxílio do sistema de *Motion Capture*.

Grupos de Idade	Não Consegue de Modo Algum	Grande Dificuldade	Alguma Dificuldade
<b>Total</b>	<b>734.421</b>	<b>3.698.929</b>	<b>8.832.249</b>
0 a 4 anos	57.388	23.189	60.495
5 a 9 anos	30.152	27.723	81.772
10 a 14 anos	30.396	34.179	108.120
15 a 19 anos	28.334	36.892	126.464
15 a 17 anos	16.974	22.413	73.681
18 e 19 anos	11.360	14.479	52.783
20 a 24 anos	29.728	45.942	163.937
25 a 29 anos	30.111	59.513	214.933
30 a 34 anos	30.249	84.790	292.220
35 a 39 anos	27.383	117.304	372.978
40 a 44 anos	28.102	169.095	535.289
45 a 49 anos	27.529	245.678	712.135
50 a 54 anos	29.657	331.081	890.583
55 a 59 anos	32.728	378.372	975.820
60 a 64 anos	34.945	382.901	981.815
65 a 69 anos	40.186	371.513	914.327
70 a 74 anos	49.565	389.803	848.985
75 a 79 anos	58.577	365.769	676.582
80 anos ou mais	169.392	635.183	875.794

Tabela 1 - população residente com dificuldades motoras, separados por grupos de idade. Fonte: Censo Demográfico IBGE 2010

## 2.2 MOTION CAPTURE

O Sistema de *Motion Capture* (MoCap) é um meio de oferecer coordenadas tridimensionais de um objeto a partir de um conjunto de imagens bidimensionais captadas por um conjunto de câmeras dispostas ao redor do ator captado (PARK, 2013). Criado primeiramente para aplicações na medicina, o *Motion Capture* óptico consiste em um sistema de no mínimo 4 câmeras controladas por um computador. O ator ou objeto a ter seus movimentos capturados possui marcadores fixados em seu corpo, podendo estes ser reflexivos ou emissivos, denominados, respectivamente, passivos e ativos (KITAGAWA, 2008).

Para que o sinal de um marcador, ativo ou passivo, seja captado pelo sistema de *Motion Capture* Óptico, é necessário que no mínimo duas câmeras capturem o marcador. Porém, recomenda-se que cada marcador seja visível por pelo menos três câmeras, em razão de oferecer maior precisão (KITAGAWA, 2008). Baixa quantidade de câmeras faz com que, durante a movimentação do ator, alguns marcadores fiquem em “pontos-cegos” das câmeras, causando perda de informação. Este é o maior problema de precisão deste sistema, mas em geral ele possui uma precisão satisfatória (KITAGAWA, 2008).

Os dados gerados pelo sistema podem ser utilizados para estudo dos movimentos ou para dar a ilusão de vida (animação) para modelos 3D. A grande parte dos sistemas de MoCap dos dias de hoje requer um aparato tecnológico de alto custo, e por isso apenas algumas empresas, universidades e organizações têm acesso.

Além da aplicação na área médica, o equipamento de captura de movimentos também é utilizado em grandes produções cinematográficas. O MoCap é um equipamento que oferece resultados precisos rapidamente para filmes que se utilizam da computação gráfica, gerando animações complexas com rapidez e fidelidade ao movimento original.

O *Motion Capture* também é utilizado na análise de movimentos para os esportes de alto rendimento e na saúde do atleta, permitindo estudos para o desenvolvimento de produtos relacionados com a movimentação do ser humano. Um sistema versátil de captura de

movimentos possibilita a análise do desempenho de esportistas de alto rendimento, ajudando a prevenir lesões e a melhorar a performance (VICON, 2015).

### 2.2.1 Breve Histórico da Captura de Movimentos

A captura de movimentos é advinda de desenvolvimentos tecnológicos nas áreas médicas, militares e da computação gráfica, tendo diversas aplicações com o passar dos anos. Esta subseção trata de algumas alternativas anteriores para captura de movimentos, e de como a coisa foi se aperfeiçoando.

Um dos primeiros pesquisadores na área foi Eadweard Muybridge (1830-1904), que inventou o zoopraxiscópio, um dos mais antigos dispositivos capazes de reproduzir imagens em movimento. Seus livros ainda são utilizados até hoje como referências para artistas, animadores, ilustradores e pintores.

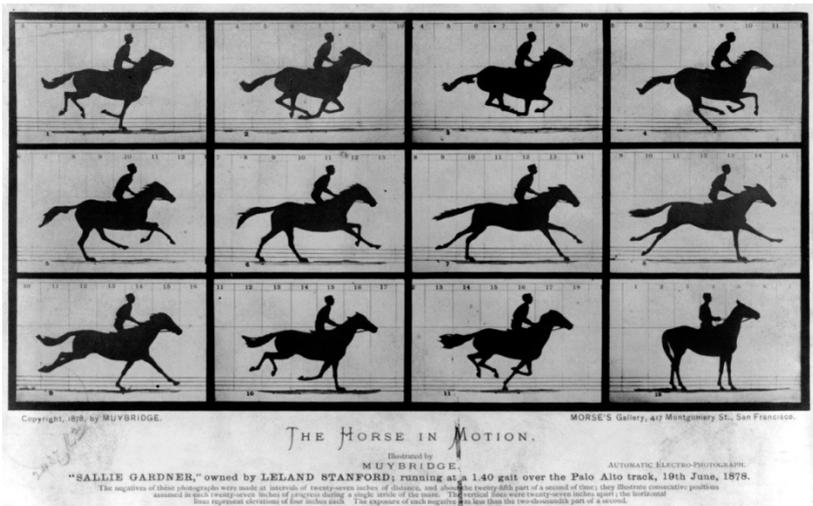


Figura 2- Imagem gerada pelo zoopraxiscópio. Fonte: The Horse in Motion. Eadweard Muybridge, 1886.

Inspirado pelo trabalho de Muybridge, Étienne-Jules Marey (1830-1904), importante pesquisador, um dos pioneiros da fotografia e da captação de movimentos, inventou o fuzil cronográfico, construído em 1882, sem dúvida seu invento mais notável na área de captura de

movimentos. Trata-se de um instrumento capaz de capturar 12 frames por segundo que ficavam gravados na mesma imagem (KITAGAWA, 2008).



Figura 3 - Fuzil Cronográfico e Uma Imagem Produzida pelo Mesmo. Fonte: Le Mouvement. Étienne-Jules Marey, 1884.

Anos mais tarde, Harold Eugene Edgerton (1905-1990) também obteve êxito em estudos relacionados com a captura de movimentos com a invenção do estroboscópio. Edgerton utilizou o equipamento para estudar a rotação de máquinas ajustando a frequência dos flashes do estrobo para ficar próxima à velocidade da rotação do motor (KITAGAWA, 2008).

Em 1915, Max Fleischer teve a ideia de animar um desenho, traçando frame a frame através da utilização uma filmagem real como referência, caracterizando a primeira animação feita com a utilização de rotoscopia. Max Fleischer e seu irmão Dave Fleischer foram responsáveis pelo invento do rotoscópio, um dispositivo que permitia o processo de rotoscopia, redesenhando quadros de filmagens para animação. Os irmãos fundaram os estúdios Fleischer, responsáveis por notáveis animações na história da animação, como Betty Boop e Popeye (CABARGA, 1988).

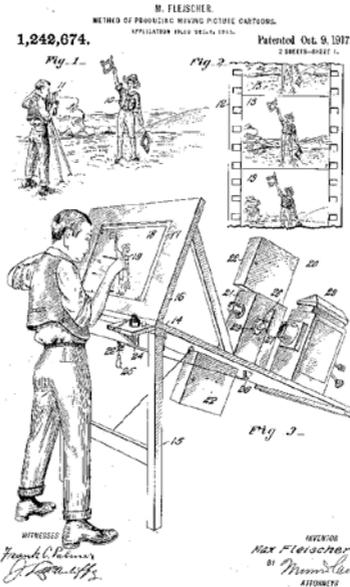


Figura 4 - Rotoscópio original dos irmãos Fleischer. Fonte: Method of producing moving-picture cartoons. Patented Oct. 9, 1917. Max Fleisher.

A primeira aparição da captura de movimentos foi no comercial “*Brilliance*” (também conhecido como “*Sexy Robot*”), apresentado no evento *Super Bowl* de 1985. Com 18 pontos pretos em uma atriz, sua atuação foi fotografada de diversos ângulos. As imagens foram enviadas a *workstations* Silicon Graphics, e com auxílio de alguns softwares, conseguiram extrair a informação de movimento desejada. O processamento ainda contou com a ajuda de computadores VAX 11/750 e tomou mais de duas semanas para ser concluído (KITAGAWA, 2008).

Lançado em 1995, *FX Fighter* foi uma das primeiras aplicações da captura de movimentos para jogos. Foi o primeiro jogo com personagens 3D em um ambiente também tridimensional. O sucesso do jogo encorajou

a indústria de games a investir nos sistemas de MoCap, e desde então seu desenvolvimento cresce a passos largos (KITAGAWA, 2008).

### 2.2.2 A TECNOLOGIA DE MOTION CAPTURE UTILIZADA

Os tipos de *Motion Capture* encontrados no mercado de hoje podem ser classificados em três grupos: sistema óptico, sistema magnético e sistema mecânico. Existem ainda os sistemas ultrassônicos e sistemas por inércia, mas ainda não são tecnologias amplamente difundidas no mercado (KITAGAWA, 2008).

Esta pesquisa está focada na utilização do sistema óptico, que possui características que o distinguem bem das demais tecnologias. Criado primeiramente para aplicações na medicina, o *Motion Capture* óptico consiste em um sistema de câmeras (no mínimo 4) controladas por um computador. Conforme já dito, o ator (ou objeto) a ter seus movimentos capturados possui marcadores fixados em seu corpo. Estes marcadores podem ser reflexivos (passivos) ou brilhantes (ativos) (KITAGAWA, 2008).

Marcadores passivos ainda podem ser classificados em esféricos, semiesféricos ou circulares. Suas formas e tamanhos dependem da aplicação. Este tipo de marcador possui a função de refletir a luz infravermelha (nos sistemas mais modernos) enviada pelas câmeras (KITAGAWA, 2008).



Figura 5 - Marcadores Passivos. Fonte:Internet.  
[www.mocapsolutions.com](http://www.mocapsolutions.com). Acessado em: 20/12/2015

Já com os marcadores ativos, a luz é emitida pelos marcadores, e não pelas câmeras. Este tipo de marcador pode oferecer uma precisão superior, entretanto há fatores negativos como a necessidade de baterias ou fios nos marcadores. (KITAGAWA, 2008)

Esta pesquisa irá utilizar 14 câmeras Vicon T-40S equipadas com infravermelho, resolvendo qualquer possível problema com a iluminação do espaço onde o equipamento é instalado.

Esta pesquisa está focada na utilização do sistema óptico por um conjunto de características que se adequam às necessidades da pesquisa.

#### Vantagens do Sistema Óptico:

- a) Dados mais precisos que os demais sistemas.
- b) Maior número de Frames por Segundo (FPS) quando comparado com os outros sistemas – de 30 a 2000.
- c) Possibilidade de capturar múltiplos objetos simultaneamente.
- d) Possibilidade do uso de um grande número de marcadores.
- e) Marcadores de diversos tipos oferecem flexibilidade.
- f) Facilidade de movimentação para o indivíduo captado.
- g) Espaço para a captura pode ser maior que do que outros sistemas.
- h) Possibilidade de geração de dados do esqueleto.

#### Desvantagens do Sistema Óptico:

- a) Longo processo de pós-produção.
- b) Necessidade de processamento para transformação de dados de posição em dados de rotação.
- c) Marcadores podem ficar em “pontos-cegos”, causando perda de dados.
- d) Necessidade de controle rigoroso da iluminação quando o sistema não conta com infravermelho, especialmente no sistema de marcadores passivos.
- e) Hardware para sistemas ópticos possui preço elevado.

A Figura 7 apresenta a arquitetura básica de um sistema de *Motion Capture*, enquanto a Figura 8 apresenta um conjunto complexo, com várias câmeras.



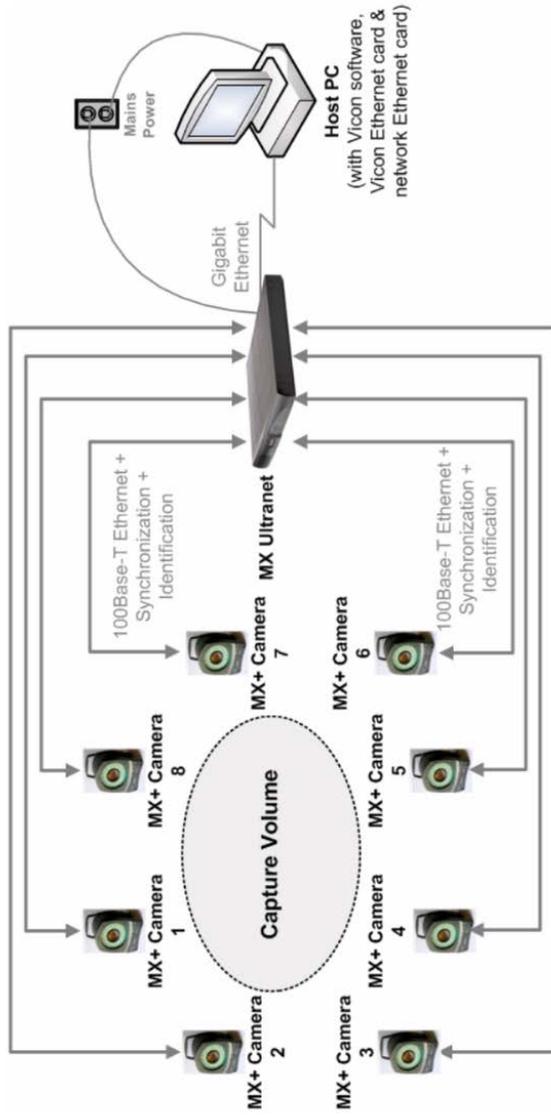


Figura 7 - Arquitetura de Um MoCap com Várias Câmeras. Fonte: Vicon, 2015.

### 2.2.3 O Processo

Antes da utilização do sistema *Motion Capture* deve ser feito o processo de calibragem. Trata-se de uma sequência de duas etapas a serem realizadas antes das capturas, a fim de garantir a confiabilidade dos dados captados. A primeira etapa é a calibragem de volume ou dinâmica que verifica as coordenadas das câmeras, com o auxílio do *wand*, um objeto com marcadores presos a uma distância fixa e conhecida pelo sistema, trabalhando como uma referência fixa. O *wand* é agitado no ar para que sejam feitas as configurações de câmeras e lentes, na decorrência de ajustes. A segunda etapa da calibragem, chamada de calibragem de origem ou estática, visa garantir que os eixos X, Y e Z do ambiente de captura sejam determinados corretamente (KITAGAWA, 2008).

O procedimento de posicionamento de marcadores no voluntário segue um método bem definido, chamado *market set*, orientado pelas estruturas anatômicas do indivíduo (KITAGAWA, 2008). O posicionamento dos marcadores nos voluntários segue o mesmo *market set*, e devem ser alocados nos mesmos ossos e articulações para cada voluntário, conforme configuração apresentada na Figura 9.

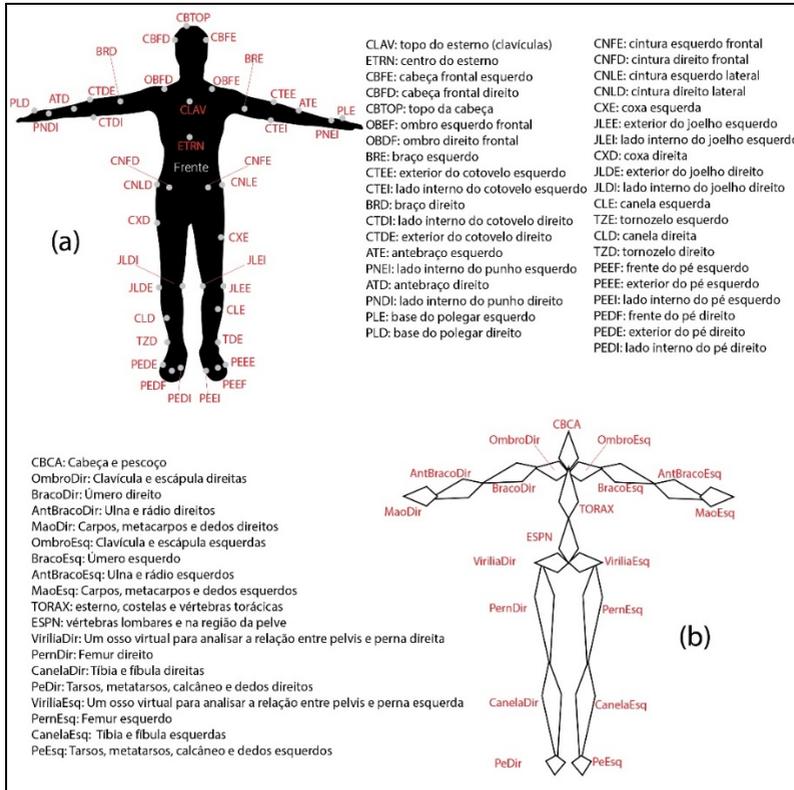


Figura 9 - Configuração de marcadores do sistema Motion Capture que devem ser alocados no corpo do ator (a), marker set, e esqueleto humano simplificado (b), reconstruído por meio dos dados de posição captados dos marcadores. Fonte: o autor.

A geração de dados no sistema óptico de captura de movimentos é realizada a partir de um conjunto de ações. As câmeras captam as imagens em preto e branco da reflexão da luz nos marcadores anexados ao corpo do indivíduo. Cada câmera envia as informações bidimensionais para as *core units* Giganets. Estas utilizam as imagens e coordenadas de cada câmera, e realiza a triangulação das coordenadas de um marcador com dados de diferentes câmeras (KITAGAWA, 2008; PARK 2013).

Isto é necessário para identificar o posicionamento em coordenadas tridimensionais, e estabelecer relações entre os marcadores que se locomovem no espaço, podendo assim calcular as rotações das articulações (KITAGAWA, 2008; PARK 2013). A interpretação das coordenadas é realizada pelo software Vicon Blade. Este reconstrói um esqueleto humano simplificado, mantendo as proporções de tamanho do ator, permitindo a extração e comparação dos dados de cada indivíduo.

A Figura 10 apresenta um fluxograma que ilustra o processo para a realização da captura de movimentos para aplicação em animação 3D. O processo é o mesmo para a realização dos testes utilizados nesta pesquisa; a diferença está no pós-processamento. Enquanto o processo de animação requer simplificação e desenvolvimento artístico, os testes podem contar com processamentos matemáticos e estatísticos.

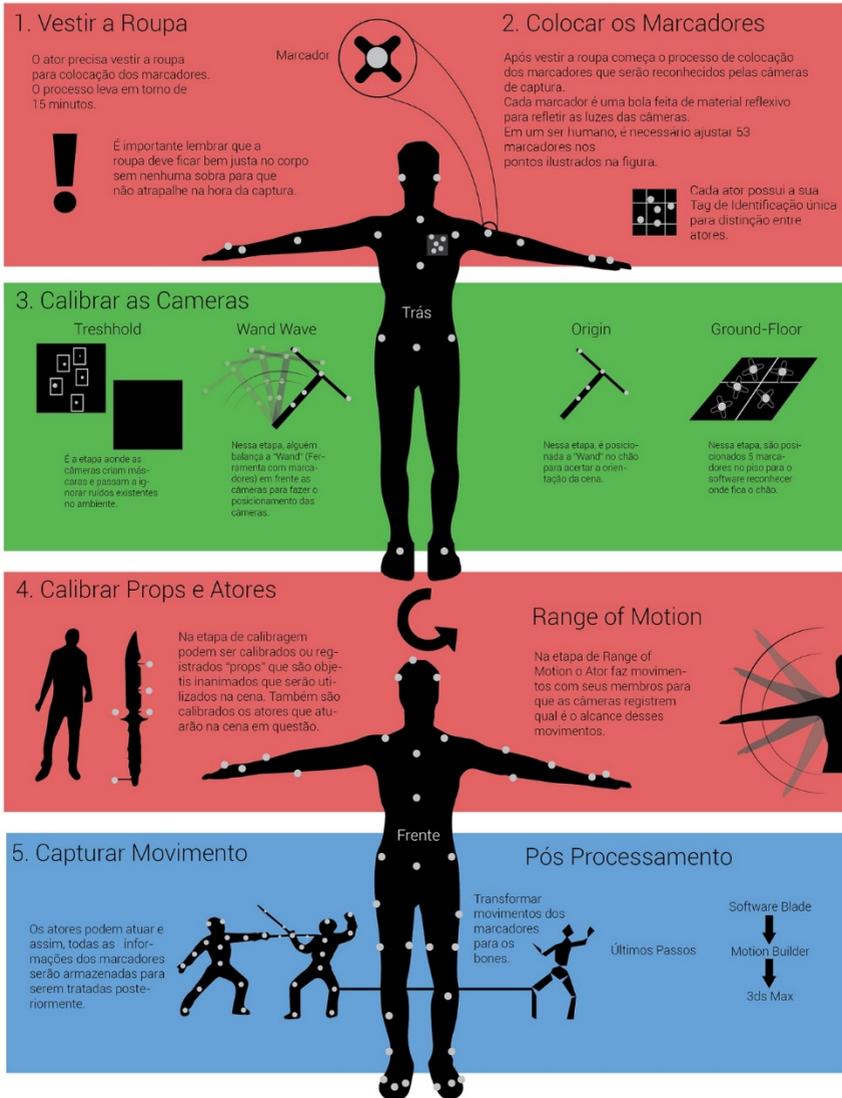


Figura 10 - Fluxograma do Processo de Captura de Movimentos para Animação. Fonte: ROSA (2013)

### 3. PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS

Os procedimentos metodológicos desta pesquisa estão focados na aplicação de um conjunto de testes com sujeitos em ambiente controlado. O teste tem como objetivo observar o equilíbrio do indivíduo analisado com o auxílio de um equipamento de captura de movimentos.

Os primeiros voluntários foram indicados pelo CCR. A primeira abordagem com os voluntários foi feita por telefone, momento em que é explicada a natureza da pesquisa e o indivíduo é convidado a participar sem qualquer retorno financeiro. Os participantes da pesquisa são recebidos individualmente e recebem informações complementares sobre os objetivos da pesquisa e no que consiste o teste realizado, tirando quaisquer dúvidas que o voluntário tenha.

Em seguida, são coletados dados referentes ao participante que são registrados em uma ficha, apresentada no anexo 10.2. Em seguida o participante é convidado a vestir a roupa especial do MoCap e os marcadores foram posicionados conforme o *marker set* apresentado no referencial teórico deste trabalho (Figura 9).

Logo após, foram realizados os testes propriamente ditos, apresentados no item 4. E por fim, o participante tira as dúvidas restantes, troca de roupa e está liberado. O procedimento completo dura entre 40 e 60 minutos, sendo em torno de 15 minutos o tempo para realização dos testes.

Juntamente com a explicação dos testes que serão realizados, é apresentado ao participante o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido referente a pesquisa.

#### 3.1 REVISÃO SISTEMÁTICA DE LITERATURA E REGISTRO DE CONCENTRAÇÃO

A revisão sistemática de literatura sobre o tema e o registro de concentração foram realizados seguindo os seguintes passos: Escolha das bases de dados, determinação do algoritmo de busca, realização da busca, filtragem da busca, catalogação da busca filtrada, sistematização da bibliografia e apresentação dos resultados.

### 3.1.1 Escolha das Bases de Dados Pertinentes

Foram escolhidas cinco bases de dados internacionais após observar-se que estas bases possuem abrangência suficiente para reunir pesquisas relacionadas com tecnologia de ponta (como o *Motion Capture*) e pesquisas relacionadas com medicina e fisioterapia (amputação e reabilitação). As bases escolhidas foram:

- Scopus
- SciELO
- Science Direct
- IEEE Xplore
- ACM Digital Library

### 3.1.2 Determinação do Algoritmo para Pesquisa Sistemática

O algoritmo de busca, escrito no idioma inglês, necessariamente deve abordar próteses, captura de movimentos ou outros processos relacionados com a captura e/ou análise do equilíbrio ou caminhada, pois estas avaliações podem ser relacionadas com outros equipamentos para a captação de dados relevantes. O algoritmo utilizado foi: “Prosthesis” or “prostheses” + “balance” or “gait analysis” + “Motion Capture”

### 3.1.3 Realização e Filtragem da busca

A busca foi realizada entre os dias 19/08/2014 e 26/08/2014 nas bases de dados apontadas. Os resultados foram imediatamente filtrados para apenas artigos publicados entre 2009 e 2014 que disponham seus resumos gratuitamente na internet. Os artigos restantes tiveram seus resumos lidos, realizando novo filtro para manter apenas artigos relacionados com Próteses e/ou Captura de Movimentos.

### 3.1.4 Catalogação e Sistematização da Busca Filtrada

A catalogação dos artigos foi realizada com utilização do Software livre Zotero, permitindo rápida tabulação de dados relevantes de cada um dos artigos selecionados como autores, ano da publicação e título. Os

dados foram sistematizados, explicitando as palavras-chaves para o apontamento das mais utilizadas.

### **3.1.5 Exposição dos Indicadores Bibliométricos**

Foram adicionados à catalogação dos artigos os indicadores de número de citações, impacto do artigo e peso do periódico, a fim de apontar quais dos temas relacionados estão sendo considerados de maior relevância para a comunidade científica nos últimos anos.

### **3.1.6 Apresentação dos Resultados**

A catalogação, a sistematização e a exposição dos indicadores bibliométricos culminaram na Tabela 1, que aponta os artigos encontrados pelo algoritmo de busca e que cumpriam as exigências dos filtros.

<b>Autores</b>	<b>Titulo</b>	<b>Journal</b>	<b>Ano</b>	<b>Base de Dados</b>
Pradhan, Gaurav N. and Prabhakaran, B.	Analyzing and Visualizing Jump Performance Using Wireless Body Sensors	[ACM] Trans. Embedd. Comput. Syst.	2012	ACM Digital Library
Salazar, A. and Burkhardt, P. R. and Vinge/A novel approach to reducing number of sensing units for wearable gait analysis sy	[IEEE] Transactions on Biomedical Engineering	2013	Scopus	
Lawson, B. E. and Varol, H. A. and Huff, A.	Control of star ascent and descent with a powered transomonal prosthesis	[IEEE] Transactions on Neural Systems and Rehabil	2013	Scopus
Turcott, K. and Sagawa Jr., Y. and Lacraz.	Comparison of the International Committee of the Red Cross foot with the solid ankArchives of Physical Medicine and Rehabilitation	2013	Scopus	
De Acha, Alan R. and Muijail, Ramesh	An impact on the biomechanics of overground gait of using an iC-Echelon™ hybrid Clinical Biomechanics	2014	Science Direct	
Yu, Tung Fai and Wilson, Adrian J.	A passive movement method for parameter estimation of a musculo-skeletal arm m Computer Methods and Programs in Biomedicine	2012	Science Direct	
Lawson, B. E. and Huff, A. and Goddard, I/A	preliminary investigation of powered prostheses for improved walking biomechanical conference proceedings : ... Annual International Confe	2012	Scopus	
Keder Jr., Joseph T. and Pollock, Kaitlin A	Data-driven Appearance Model for Human Fatigue	Enurographics/ ACM SIGGRAPH Symposium on Compu	2011	ACM Digital Library
Choi, J. H. and Coleman, S. C. and Tenenb	Prospective study of the effect on gait of a two-component total ankle replacement	Foot and Ankle International	2013	Scopus
Zhang, T. and Li, L. and Shen, X.	Design and application of gait analysis system for prosthesis wearers	International Convention on Rehabilitation Engineering a	2013	Scopus
Manal, K. and Buchanan, T.S.	An electromyogram-driven musculoskeletal model of the knee to predict in vivo joint	Journal of Biomechanical Engineering	2013	Scopus
Hak, Laura and Heudik, Hen and Steenbi	Stepping strategies for regulating gait adaptability and stability	Journal of Biomechanics	2013	Science Direct
Koehler, S. R. and Dhalder, Y. Y. and Hans	Cross-validation of a portable, six-degree-of-freedom load cell for use in lower-limb p	Journal of Biomechanics	2014	Scopus
Major, M. J. and Twiste, M. and Kenney, L	Amputee Independent Prosthesis Properties-A new model for description and meas	Journal of Biomechanics	2011	Scopus
Jiang, H.-B. and Ge, S. R. and Liu, F.	and Effects of total hip replacement on knee joint motion	Journal of Bone and Joint Surgery - Series A	2011	Scopus
Brodsky, J. W. and Colella	Changes in Gait Following the Scandinavian Total Ankle Replacement	Journal of Clinical Rehabilitative Tissue Engineering Res	2011	Scopus
Apotolopoulos, A. and Lallios, S. and Ma	Kinematic and kinetic analysis of the knee joint before and after a PCL retaining tot	Journal of Mechanical Science and Technology	2010	Scopus
Shen, K. Y. and Rim, Y. H. and Kim, Y. S.	(A joint normaky index to evaluate patients with gait pathologies in the functional as-	Journal of Orthopaedic Research	2010	Scopus
Emart, J. C. and Dyrby, C. O. and D'Lima,	(Changes in in vivo knee loading with a variable-stiffness intervention shoe correlate	Journal of Rehabilitation Research and Development	2013	Scopus
Mitchell, M. and Grag, K. and Kyberd, P.	Design and development of ankle-foot prosthesis with delayed release of plantarflex	Journal of Rehabilitation Research and Development	2013	Scopus
Johnson, W. B. and Falone, S. and Gard,	Modeling effects of sagittal-plane hip joint stiffness on reciprocating gait orthosis as	Journal of Rehabilitation Research and Development	2012	Scopus
Gholizadeh, H. and Osman, N. A. A. and E	Transistibial prosthetic suspension. Less positioning versus easy donning and doffing	Journal of Rehabilitation Research and Development	2012	Science Direct
Jennings, Louise M. and Al-Hajjar, Mazen (iv)	Enhancing the safety and reliability of joint replacement implants	Orthopaedics and Trauma	2011	Science Direct
Rasmussen, John	Challenges in human body mechanics simulation	Procedia (IJUFAM)	2011	Science Direct
van den Bogert, Antonio J. and Blana, Dirk	Imelct methods for efficient musculoskeletal simulation and optimal control	Procedia (IJUFAM)	2011	Science Direct
Stalkor, Felix and Blab, Florian and Demn	A Method for Sports Shoe Machinery Endurance Testing. Modification of ISO 22871	Procedia Engineering	2014	Science Direct
Hainash, Iain and Inarian, Andy and Price	Centre of pressure output in a kinematically driven inshore footstrike model	Procedia Engineering	2012	Science Direct
Lee, James B. and James, Daniel A. and	Monitoring spinning gait temporal kinematics of an athlete aiming for the 2012 Lon	Procedia Engineering	2012	Science Direct
Trewno, R. and Frye, M. and Olan, Chuji	Development of a full body balance model using an artificial neural network. approach	Proceedings of the 2009 IEEE International Conference	2009	IEEE Xplore
Kent, J. and Franklyn-Miller, A.	Biomechanical models in the study of lower limb amputee kinematics: A review	Prosthetics and Orthotics International	2011	Scopus
Barnett, C. and Vanicek, N. and Polman,	Kinematic gait adaptations in unilateral transtibial amputees during rehabilitation	Prosthetics and Orthotics International	2009	Scopus
Seel, T. and Rasch, J. and Schauer, T.	IMU-based joint angle measurement for gait analysis	Sensors (Switzerland)	2014	Scopus
Geng, Y.-L. and Yang, P. and Liu, Z.-J.	An Data acquisition and motion simulation of lower limb	Yinyong Shengyue Journal of Medical Biomechanic	2013	Scopus

Tabela 2 - Resultados da Revisão Sistemática. Fonte: o Autor.



Gráfico 1 - Número de Publicações Seleccionadas por Ano. Fonte: o Autor.

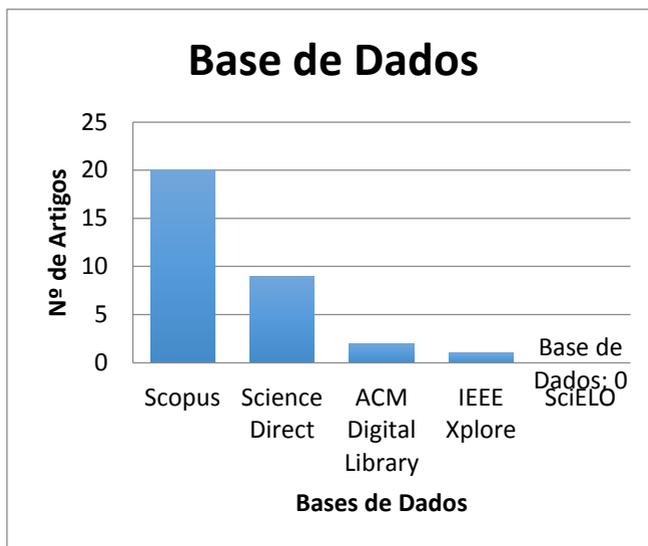


Gráfico 2 - Número de Publicações seleccionadas por Base de Dados. Fonte: o Autor.

A quantidade de artigos encontrados abordando o tema da análise de equilíbrio e marcha é expressiva. Tradicionalmente, estas análises são feitas a partir da observação do profissional, sem ferramentas

quantitativas para isto. Por isso, observa-se o número de publicações nesta área nos últimos anos. Ferramentas que registram precisamente a movimentação de um indivíduo como o *Motion Capture*, são verdadeiras portas para uma análise mais precisa da posição e movimento do paciente. Sendo assim, considera-se relevante discutir o uso do MoCap como uma mídia entre o profissional da saúde e o paciente.

Nota-se um crescente interesse em encontrar ferramentas cada vez mais precisas para avaliar a movimentação de pacientes. Sendo assim, a pesquisa com tecnologia de captura de movimentos para uma observação mais precisa tem sua relevância apoiada no contexto atual da ciência, conforme apontada pelo registro de concentração e pesquisa sistemática.

É importante ressaltar que este levantamento foi finalizado em Setembro de 2014. Nota-se que a base de dados Scopus apontou maior número de artigos relacionados com as palavras apontadas no algoritmo de busca, revelando-se uma base de dados diversificada, com boa quantidade de artigos relacionando próteses, tecnologias de captura, análise de marcha e equilíbrio.

Esta revisão sistemática e registro de concentração permitiu uma observação do contexto em que a pesquisa do desempenho de próteses transtibiais unilaterais está inserida. A revisão sistemática permitiu observar a falta de métodos que complementem ou potencializem os testes de equilíbrio utilizados até hoje sob observação estruturada. Esta pesquisa, portanto, busca suprir esta lacuna, a fim de oferecer um método preciso de aferição de dados referentes ao equilíbrio de indivíduos.

Os textos encontrados foram relevantes para a determinação do direcionamento do trabalho, apontando uma lacuna relacionada à tecnologia utilizada nesta pesquisa, oferecendo melhor precisão no estudo do equilíbrio.

### 3.2 PREOCUPAÇÕES ÉTICAS

Esta pesquisa faz parte do projeto “Sistema De Visualização Do Corpo Humano Para Auxílio À Criação De Órteses E Próteses”, aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Universidade Federal de Santa Catarina (CEPSH). É explanado aos voluntários os

objetivos e procedimentos da pesquisa, e solicitado aos mesmos a leitura e assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) para participar do estudo, caso assim deseje.

### 3.3 CONDIÇÕES LABORATORIAIS E EQUIPAMENTO UTILIZADO

O sistema de *Motion Capture* utilizado na pesquisa é um sistema óptico com marcadores passivos com 14 câmeras Vicon T-40S, disposto em uma sala de 26 m<sup>2</sup>. A sala possui uma área ótima de captura de 6m<sup>2</sup>. Conforme apresentado na Figura 11, a sala conta também com computador, câmera filmadora e uma TV/Monitor para acompanhamento da operação do software de qualquer ponto da sala.

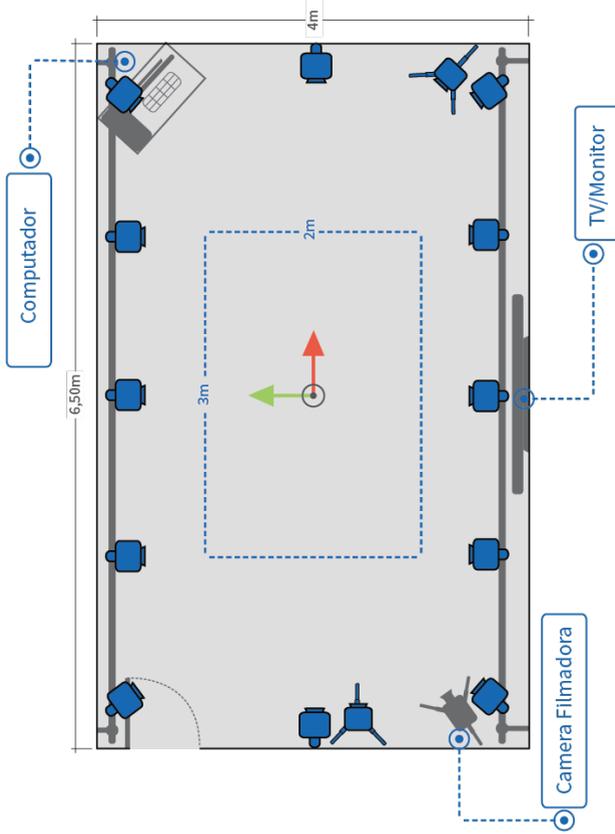


Figura 11 - Planta Esquemática da Sala de Captura de Movimentos.

Fonte: o Autor.

A Vicon T-40S possui características técnicas que permitem a captura de movimentos com resposta em tempo real. Cada câmera possui 4.0 Megapixel de resolução, filmando em até 240 Frames por segundo (FPS) em sua resolução máxima. Este modelo de câmera é equipado com infravermelho, resolvendo qualquer problema com a iluminação do espaço onde o equipamento é instalado, garantindo a confiabilidade dos dados (VICON, 2015). Além das câmeras, o sistema conta com duas *core unit* Vicon Giganet e um PC com o Software Vicon Blade instalado. As Giganets são equipamentos responsáveis pela recepção e processamento dos dados das câmeras e envia para o PC. Cada Giganet recebe informação de até 10 câmeras simultaneamente (VICON, 2015).





Figura 13 - Fotografias da Sala de Captura de Movimentos Utilizada.  
Fonte: o Autor.

Posicionar os marcadores nas roupas do cotidiano gerariam uma captura inapropriada por capturar a movimentação da roupa e não do indivíduo. Para manter o sujeito bem vestido, mantendo sua privacidade, e com a finalidade de não haver excesso de movimentação da roupa, convidou-se o participante a vestir uma roupa especial destinada a ser utilizada em sessões de captura de movimentos. Trata-se de uma roupa justa feita de um tecido ao qual adere-se facilmente os marcadores com conectores tipo Velcro. O traje cobre boa parte do corpo do sujeito, permitindo o posicionamento dos marcadores por todo seu corpo. O traje é composto por toca, jaqueta, calça, luvas e cobertura para os calçados.

### 3.3.1 População

Um grupo de indivíduos não amputados foi formado seguindo os critérios abaixo:

- a) Idade entre 18 e 65 anos;
- b) Indivíduos sem patologia ou dor recente em pernas, braços, costas e/ou costelas;
- c) Não possuir alterações muscoesqueléticas que impossibilite de se manter em ortostatismo;
- d) Não possuir discrepância superior a 1cm entre os membros inferiores;
- e) Não ser hipertenso.

Conforme foi dito, a pesquisa recrutou voluntários protetizados com amputação transtibial. Devido às justificativas apresentadas na sequência, para participar da pesquisa, os indivíduos devem atender aos seguintes critérios de inclusão:

- a) Idade entre 18 e 65 anos;
- b) Amputação transtibial unilateral
- c) Utilizam prótese há mais de 1,5 ano;
- d) Não possuir alterações muscoesqueléticas que impossibilite de manter-se em ortostatismo.

A limitação da idade foi feita para maiores de 18 anos pelo fato do indivíduo estar em crescimento acentuado até esta idade, e portanto, pode não possuir um controle estável do seu equilíbrio não relacionado diretamente com a prótese. Segundo Silva (2009), o desenvolvimento global do adolescente se dá por meio do movimento, da ação, da experiência e da criatividade, levando-o a conseguir plena consciência de si mesmo, da sua realidade corporal que sente, pensa, movimenta-se no espaço, encontra-se com os objetos e gradativamente distingue suas formas, e que se conscientiza das relações de si mesmo com o espaço e o tempo, interiorizando, assim, a realidade.

A exclusão de indivíduos maiores de 65 anos foi feita pelo fato de que após esta idade há maior probabilidade de os indivíduos apresentarem

perda de equilíbrio advinda de distúrbios ósseos e musculares que podem não estar relacionados ao uso de próteses. Mas deve-se dizer que a idade avançada não é razão suficiente para o comprometimento da capacidade funcional. Na realidade, o que ocorre é o aumento da incidência de doenças crônico-degenerativas com o passar da idade. Associadas a estas doenças, aparecem as incapacidades físicas no idoso, resultando então no desenvolvimento da dependência e na perda da autonomia. (DIOGO, 1997)

A retirada de voluntários que possuem alterações muscoesqueléticas graves foi feita para eliminar uma possível variável que não é advinda da prótese, pois este tipo de alteração impede que o indivíduo se apresente parado e em pé (ortostatismos).

Observando que esta pesquisa necessita avaliar a relação entre os ciclos de caminhada da perna direita e da esquerda, todos os voluntários amputados possuem amputação unilateral, a fim de tentar realizar uma comparação entre a perna protetizada e a outra perna do mesmo voluntário.

Segundo Baraúna (2003), o tempo de uso da prótese está diretamente relacionado às oscilações, afirmando que quanto maior o tempo de uso, mais o desequilíbrio tende a diminuir. Sabendo disto, foram selecionados para o grupo experimental apenas indivíduos que receberam sua primeira prótese a mais de 1,5 ano e a menos de 5 anos, do mesmo modo como foi feito no estudo de Baraúna (2006). Tal período pode auxiliar na confiabilidade dos dados pelo fato de que com menos de um ano e meio o indivíduo pode estar em processo de adaptação ao aparelho protético, enquanto um indivíduo com mais de 5 anos de uso de prótese pode apresentar alterações em sua postura a fim de corrigir problemas causados pela utilização de uma prótese incoerente com a sua necessidade.

Inicialmente seriam captados apenas indivíduos que usassem sua atual prótese a mais de um ano, entretanto, os usuários de prótese possuem o direito de solicitar, por meio do Sistema Único de Saúde (SUS) um novo aparelho protético a cada dois anos, constatando-se que este não seria o momento ideal para avaliar o equilíbrio dos usuários das próteses. Sendo

assim, alterou-se o tempo para o mínimo de 1,5 ano contado a partir do recebimento da primeira prótese.

É importante ressaltar que os indivíduos amputados fizeram os testes utilizando suas próteses e calçados originais do alinhamento das próteses durante todo o procedimento, enquanto os não amputados realizaram o teste sem calçados. Vale observar que a coleta de dados de equilíbrio e marcha de todos os participantes foi obtida por meio do sistema *Motion Capture*.

### **3.3.2 Ficha de Identificação**

A ficha de identificação é o documento em que ficam registradas informações obtidas diretamente com o voluntário antes da realização dos testes. As informações são a respeito de sua data de nascimento, altura, peso, presença ou ausência de doenças crônicas, data da amputação, data da primeira protetização, ocorrência ou ausência de acompanhamento fisioterapêutico para treino de marcha ou equilíbrio, etiologia da amputação e qual das pernas é a perna amputada.

A ficha conta com um campo para preenchimento de um código. Trata-se de um número dado para se referir ao sujeito sem utilizar seu nome em caso de necessidade.

### **3.4 PARCERIA COM O CENTRO CATARINENSE DE REABILITAÇÃO.**

O recrutamento de voluntários foi realizado em articulação com o Centro Catarinense de Reabilitação (CCR). O projeto de pesquisa foi apresentado ao CCR, que se demonstrou favorável à pesquisa, auxiliando no contato com os usuários de prótese e com a presença de um médico ortopedista durante a realização dos testes. A parceria com o CCR também permitiu reuniões com técnicos protesistas para conhecer e apresentar os dados técnicos das próteses dos voluntários da pesquisa, como seus ajustes, peças e materiais empregados.



#### 4. MODELO DE MEDIÇÃO DO EQUILÍBRIO COM USO DO MOCAP

O modelo apresentado consiste na utilização dos três testes apresentados em sequência com algumas adaptações, com o MoCap capturando os movimentos do indivíduo a ser analisado.

Com o auxílio do sistema *Motion Capture*, no teste de Romberg (doravante chamado de teste 1) foram pontuados os momentos de maior oscilação do tronco e quantificados os ângulos entre a posição inicial do tronco (no momento em que os olhos são fechados) e os momentos de maior oscilação, para comparação entre os indivíduos (PRIM, 2014).

A partir do teste 1 foram coletados, com o auxílio do *Motion Capture*, os seguintes dados:

- Ângulo no Momento de maior oscilação anterior (MOA);
- Ângulo no Momento de maior oscilação posterior (MOP);
- Ângulo no Momento de maior oscilação lateral para a direita (MOD);
- Ângulo no Momento de maior oscilação lateral para a esquerda (MOE).

O teste da escala de equilíbrio de Berg, doravante denominado teste 2, permite a observação detalhada da execução de tarefas relacionadas ao cotidiano do indivíduo observado. Para este modelo, a pontuação obtida neste teste permite um panorama geral do equilíbrio estático do indivíduo, enquanto a pontuação em cada teste permitiu apontar quais movimentos são de maior dificuldade para aquele indivíduo.

Considerando que a medição de equilíbrio estático já é contemplada pelo teste 1, e que as atividades cotidianas são abordadas com maior profundidade pelo teste 2, foi aplicada apenas a segunda parte do teste de Tinetti (chamado de teste 3), a fim de compor uma base de evidências relacionadas a marcha e o equilíbrio dinâmico. Em conjunto com a pontuação no teste, o auxílio do *Motion Capture* permite coletar os seguintes dados:

- Velocidade da Marcha em metros por segundo;

- Cadência em passos por minuto;
- Tamanho do Passo em metros;

O modelo proposto nesta pesquisa para a medição do equilíbrio com uso do MoCap é composto pelos três testes descritos acima realizados sequencialmente em um ambiente controlado com o auxílio de um equipamento de captura de movimentos. O modelo aqui apresentado possui potencial para a avaliação dos mais diversos produtos e para medição do equilíbrio das mais diversas populações.

## **5. PARTICIPAÇÃO DOS VOLUNTÁRIOS**

No estudo, 61 pessoas foram convidadas a participar e 31 efetivamente firmaram consenso em participar, refletindo em uma taxa de participação de 50,82%. Características epidemiológicas dos participantes foram previamente descritas: a idade média de amputados e NÃO amputados foi de 46,64 e 27,78 anos, respectivamente; 74% dos participantes foram homens. A Tabela 3 apresenta o detalhamento por grupo para aqueles que participaram. O tamanho da amostra para o grupo de controle foi  $n=14$  e o grupo de amputados  $n=17$ . Não houve diferenças significativas entre as taxas de abandono entre os grupos, e foi obtido uma alta taxa de retenção (94%). O projeto foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos, na Universidade onde a pesquisa foi conduzida, e a aprovação foi obtida sob N° 746.581.

	<b>Amputados n = 17</b>	<b>NÃO Amputados n = 14</b>
	M (DP)	M (DP)
Idade (anos)	46,64 (13,77)	27,78 (5,92)
Mulheres	41,00 (8,49)	25,54 (5,04)
Homens	47,40 (14,37)	29,02 (6,28)
Peso(kg)	83,71 (17,93)	70,54 (11,29)
Mulheres	81,000 (16,971)	57,75 (3,5)
Homens	84,067 (18,618)	76,22 (8,27)
Altura (m)	1,73 (0,08)	1,72 (0,07)
Mulheres	1,62 (0,04)	1,66 (0,06)
Homens	1,74 (0,07)	1,75 (0,06)
	N	N
Perna direita amputada	10	-
Perna esquerda amputada	7	-
Fisioterapia/ atividades físicas	6	5

Tabela 3 - As características demográficas e epidemiológicas de participantes. Fonte: O Autor.

Na Tabulação dos dados obtidos pela aplicação das metodologias de avaliação de equilíbrio (testes 1, 2 e 3) foram empregados métodos estatísticos válidos ao tipo das amostras alcançadas. A principal relevância do processamento estatístico está em testar a capacidade de extrapolar os resultados dos ensaios a outras populações além das amostras investigadas. Por exemplo, obter médias com desvios padrões de velocidade de deslocamentos, ângulos de rotação, tempo para realizar uma tarefa, entre outros parâmetros da amostra sadia serve como referência aos ensaios nos grupos que possuem órteses ou próteses. Assim, observar o desempenho das próteses testadas, e, por conseguinte,

o nível de reabilitação de atuais e futuros usuários das tecnologias assistivas.

As informações coletadas neste estudo podem se tornar peças-chave para auxiliar no desenvolvimento e aprimoramento de próteses, com a finalidade de promover um avanço tecnológico nesta área, proporcionando melhor reabilitação dos usuários destes dispositivos e elevando sua qualidade de vida.

Por meio dos diversos dados coletados na aplicação dos ensaios nos grupos, espera-se compor evidências capazes de auxiliar na modelagem representativa de um indivíduo com limites de padrões de equilíbrios e marcha. O modelo poderá permitir o entendimento facilitado do desempenho das próteses avaliadas.

Na próxima seção serão apresentados os dados coletados durante a execução dos testes com os sujeitos da pesquisa.



## 6. COLETA DE DADOS

Os dados foram coletados a partir dos arquivos gerados durante as sessões de captura de movimentos. Para coletar os dados referentes ao teste 1, empregou-se o uso do script para o software Autodesk 3D Max apresentado no apêndice 10.4, seguindo suas instruções para obter ângulos no momento de maior oscilação anterior (MOA), posterior (MOP), lateral para a direita (MOD) e lateral para a esquerda (MOE) do tronco.

O eixo x na polaridade negativa representa a oscilação anterior do tronco. O mesmo eixo na polaridade positiva resulta na oscilação posterior. Em relação ao eixo y é possível obter em sua polaridade negativa a oscilação lateral direita, ao inverter a polaridade é obtida a oscilação lateral esquerda. No eixo z é representada a torção do tronco.

A coleta dos dados referente aos testes 2 e 3 utiliza-se o software Autodesk Motionbuilder, que auxilia na medição de distâncias de forma precisa. Nessa configuração é possível comparar a velocidade média de marcha entre amputados transtibiais e NÃO amputados.

A Tabela 4 apresenta os ângulos médios relacionados ao equilíbrio dos indivíduos pela aplicação do Teste 1, Velocidade de Marcha mediam obtida pelo Teste 3 e pontuações médias na execução das atividades diárias no Teste 2.

	<u>Amputados</u> n = 17		<u>NÃO</u> <u>Amputados</u> n = 14		
	<u>Média (Desvio</u> <u>Padrão) (°)</u>	<u>Var. (σ<sup>2</sup>)</u>	<u>Média (Desvio</u> <u>Padrão) (°)</u>	<u>Var.</u> <u>(σ<sup>2</sup>)</u>	<u>t- student</u> <u>p-value</u>
<b>MOA</b>	84,65 (7,05)	49,7025	84,87 (7,46)	55,6516	0,0817    0,9353
<b>MOP</b>	92,27 (9,81)	96,2361	90,84 (7,28)	52,9984	0,4520    0,6546
<b>MOD</b>	-3,34 (4,48)	20,0704	-1,91 (4,60)	21,1600	0,8767    0,3878
<b>MOE</b>	0,0512 (5,2781)	27,8583	2,86 (4,44)	19,7136	1,5806    0,1248
	<b>M (Desvio Padrão)</b> <b>(m/s)</b>		<b>M (Desvio</b> <b>Padrão) (m/s)</b>		
<b>Veloc de</b> <b>Marcha</b>	0,6878 (0,0945)	0,0089	0,7844 (0,0736)	0,0054	3,1237    0,0040
	<b>M (DP) (pontos)</b>		<b>M (DP)</b> <b>(pontos)</b>		
<b>Ativ.</b> <b>Diárias</b>	51,35 (4,7162)	22,2426	55,43 (1,089)	1,1859	3,1560    0,0037

Tabela 4 - Resultados dos testes de equilíbrio e marcha em amputados e não amputados participantes. Fonte: o Autor.

Os resultados apresentados na Tabela 4 demonstram que existem diferenças entre os ângulos Maior Oscilação Anterior (MOA), Maior Oscilação Posterior (MOP), Maior Oscilação para a Direita (MOD) e Maior Oscilação para a Esquerda (MOE) no grupo de Amputados, comparativamente ao grupo de NÃO Amputados. É possível perceber que os maiores valores de desvios padrão (DP) encontram-se no grupo de Amputados. Contudo, os parâmetros t student e p-value ( $>0.05$ ) mostram que não é possível garantir validade estatística nos ensaios de equilíbrio estático dos participantes neste estágio da pesquisa.

Em contraste, para as evidências de velocidade de marcha e Atividades Diárias os melhores resultados foram alcançados no grupo de NÃO Amputados. Isso é confirmado pelas suas maiores médias com valor menor do Desvio Padrão (DP) e variâncias. Destaca-se a magnitude da dispersão obtida no grupo de amputados referente a atividades diárias: a relevância estatística das amostras foi testada e obtida pelos valores de t student ( $>3$ ) e p-value ( $<0.05$ ).

O Gráfico 3, abaixo, apresenta o espectro obtido, evidenciando o menor desempenho dos indivíduos Amputados em relação aos sujeitos NÃO Amputados. Estes últimos obtiveram, em maioria, velocidade de marcha superior a 0,7 m/s. Em oposição, os indivíduos amputados alcançaram, predominantemente, velocidade de marcha inferior 0,7 m/s. Adicionalmente, os amputados transtibiais apresentaram as maiores dispersões.

Com o auxílio do Gráfico 3, nota-se a necessidade de promoção da reabilitação dos amputados transtibiais e do design das próteses observadas, de modo a aproximar seus desempenhos aos indivíduos NÃO amputados. Entre os fatores de fragilidades da reabilitação dos amputados as características técnicas das próteses podem desempenhar contribuições relevantes.

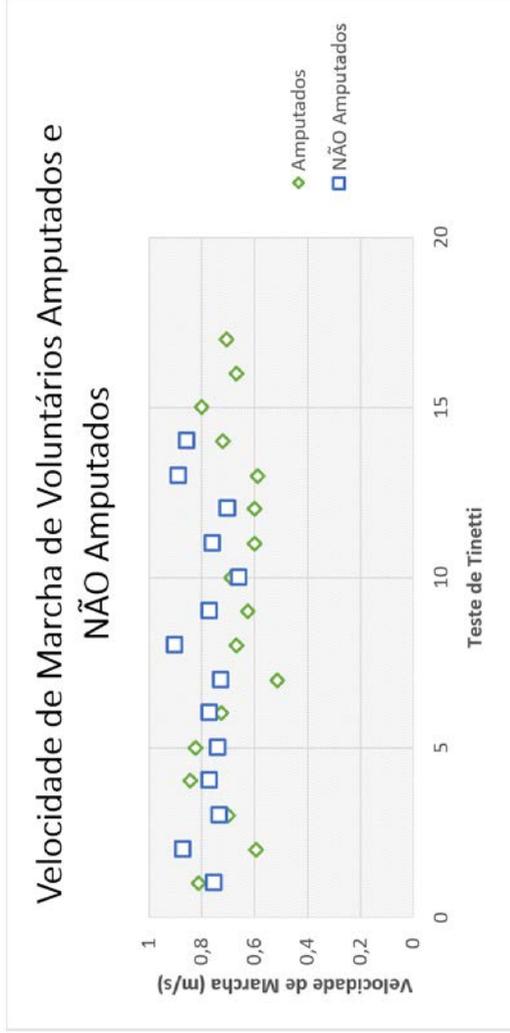


Gráfico 3 - Pontuação na Escala de Equilíbrio de Berg (Atividades Diárias). Fonte: o Autor.

Ainda em relação a Atividades Diárias, as magnitudes e dispersões das pontuações podem ser visualizadas no Gráfico 5. O gráfico apresenta os resultados da Escala de Equilíbrio de Berg, comparando os valores obtidos nos grupos de Amputados e Não Amputados com a referência de 56 pontos. Observa-se que as maiores dispersões em relação a referência correspondem ao grupo de Amputados.

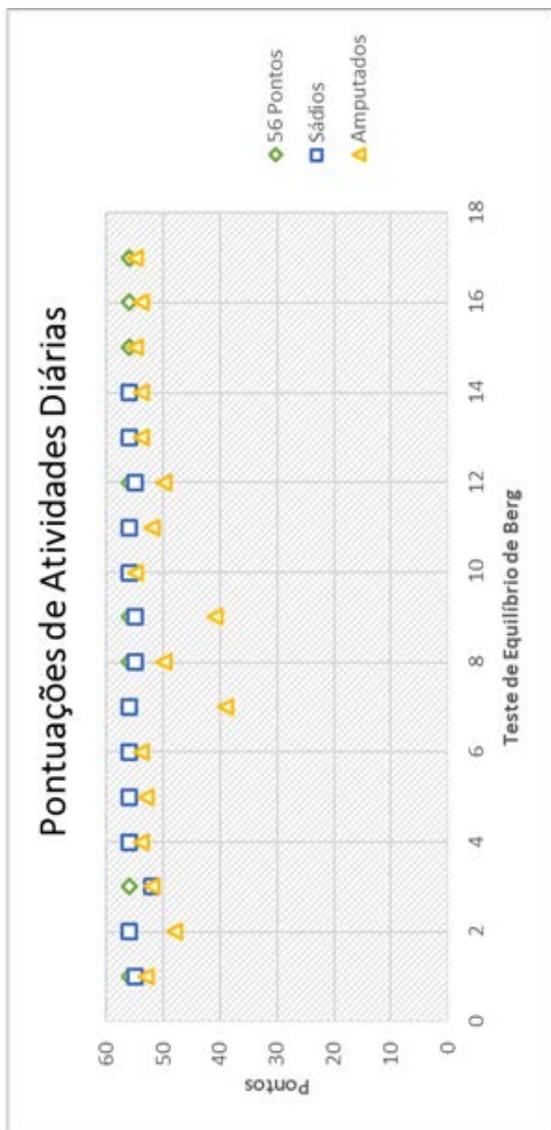


Gráfico 4 - Pontuação na Escala de Equilíbrio de Berg (Atividades Diárias). Fonte: o Autor.

No que tange às características técnicas das próteses, foram organizadas cinco categorias: Tipo, Encaixe Rígido, Encaixe Flexível, Material e Tecnologia do Pé. Com isso buscou-se identificar a eficácia desses dispositivos como fator relevante no design das próteses e no processo de reabilitação dos usuários. A Tabela 5 apresenta as características técnicas das próteses associadas aos desempenhos individuais dos usuários.

Número da Prótese	Tipo	Encaixe Rígido	Encaixe Flexível	Material	Tecnolog. do Pé	Veloc. de Marcha	Ativid. Diárias	Fisioterapia
1	<u>Exo.</u>	KBM	<u>Polifórmio</u>	Aço	<u>Sach</u>	0,8125	53	Sim
2	<u>Exo.</u>	KBM	<u>Polifórmio</u>	Aço	<u>Sach</u>	0,8000	52	Sim
3	<u>Exo.</u>	KBM	<u>Polifórmio</u>	Aço	<u>Dynamic</u>	0,8835	54	Sim
4	<u>Exo.</u>	KBM	<u>Polifórmio</u>	Aço	<u>Dynamic</u>	0,6000	50	Sim
5	<u>Endo.</u>	KBM	<u>Polifórmio</u>	Aço	<u>Dynamic</u>	0,5880	48	Não
6	<u>Endo.</u>	TSWB	<u>Silicone</u>	Aço	<u>Dynamic</u>	0,5640	54	Não
7	<u>Endo.</u>	KBM	<u>Polifórmio</u>	Aço	<u>Dynamic</u>	0,7200	54	Sim
8	<u>Endo.</u>	TSWB	<u>Silicone</u>	Titânio	Fibra de Carbono	0,7713	54	Sim
9	<u>Endo.</u>	KBM	<u>Polifórmio</u>	Aço	<u>Dynamic</u>	0,8265	55	Sim
10	<u>Endo.</u>	TSWB	<u>Silicone</u>	Alumínio	<u>Dynamic</u>	0,5550	39	Não
11	<u>Endo.</u>	KBM	<u>Polifórmio</u>	Aço	<u>Sach</u>	0,6720	50	Não
12	<u>Endo.</u>	KBM	<u>Polifórmio</u>	Aço	<u>Sach</u>	0,6075	41	Não
13	<u>Endo.</u>	KBM	<u>Polifórmio</u>	Aço	<u>Dynamic</u>	0,8000	55	Sim
14	<u>Endo.</u>	KBM	<u>Polifórmio</u>	Aço	<u>Sach</u>	0,6720	51	Sim
15	<u>Endo.</u>	KBM	<u>Silicone</u>	Aço	Poliuretano <sup>o</sup>	0,6720	54	Sim
16	<u>Endo.</u>	KBM	<u>Silicone</u>	Fibra de Carbono	Fibra de Carbono	0,8024	55	Sim
17*	<u>Endo.</u>	KBM	<u>Poliuretano</u> <sup>o</sup>	Titânio/Fibra de Carbono	Fibra de Carbono	0,7076	55	Sim

\*Suspensão a bomba de vácuo

Tabela 5 - Especificações técnicas das próteses dos participantes dos testes. Estas características estão relacionadas com performances individuais de seus usuários em termos de velocidade de marcha, atividades e pontuação nas atividades diárias e fisioterapia. Fonte: o Autor.

## 7. DISCUSSÕES

Os resultados compilados na Tabela 5 mostram valores de equilíbrio com tendências de diferenças entre os grupos de amputados e NÃO amputados, porém, ainda sem significância estatística ( $p>0.05$ ). Em oposição, as médias e desvio padrão de velocidade de marcha e atividades diárias apresentam claras diferenças entre os grupos avaliados e com relevância estatística ( $p<0.05$ ).

As médias de Velocidade de Marcha foram  $0.6793\pm 0.0992$  m/s e  $0.7844\pm 0.0736$  m/s para os grupos de amputados e NÃO amputados, respectivamente. A diferença entre as médias demonstra que as ações de reabilitação promovidas aos amputados não foram satisfatórias. Nas pontuações das Atividades Diárias as médias obtidas foram de  $50.78\pm 5.026$  pontos e  $55.46\pm 1.127$  pontos para o grupo dos amputados e NÃO amputados, respectivamente. Novamente, a performance no grupo dos amputados foi significativamente menor. Os dados sugerem que esses resultados podem estar relacionados com as características técnicas das próteses e a reabilitação fisioterapêutica dos amputados.

Nesse cenário, recomenda-se aos formuladores de políticas em saúde aplicarem esforços no aprimoramento da reabilitação de amputados, permitindo aos usuários de próteses atuação social com qualidade de vida. Os alertas identificados também devem ser impulsionadores para a comunidade científica. Novos estudos primários de avaliação de próteses podem incluir amputações transfemorais, transradiais e transumerais.

Outros fatores podem ser abordados para complementar o enfoque desta pesquisa como: conforto do encaixe; lesões e feridas no coto; desgaste, ajustes e integridade dos componentes da prótese; condições muscoesqueléticas; o tipo e tempo de realização de treinamento de marcha ou fisioterapia.

Os dados trazidos na Tabela 6 permitem verificar o desempenho das próteses utilizadas pelos sujeitos em termos de Velocidade de Marcha e Atividades Diárias, associado às características técnicas das próteses. Observa-se que é sugerida uma relação entre as maiores pontuações das

Atividades Diárias com os maiores valores de Velocidade de Marcha. Adicionalmente, os indivíduos que obtiveram as menores performances relataram que sentem dor ou desconforto na utilização de suas próteses, e em alguns casos foram identificadas feridas no coto causadas pelo atrito mecânico da prótese.

Essas evidências fornecem indicações de que a dificuldade dos amputados transtibiais de realizar tarefas diárias está relacionada com o design das próteses, oferecendo um olhar sobre a performance do usuário em termos de variação angular de equilíbrio e velocidade de marcha dos usuários das próteses.

Todavia, devem ser ampliadas as amostras de voluntários para alcançar validade estatística na variação angular pela comparação entre os grupos de amputados e NÃO amputados. Neste caso, seria esperada uma maior correlação, próxima de 1, entre Velocidade de Marcha e Atividades Diárias. Além disso, com amostras maiores pode-se encontrar maior homogeneidade nas características epidemiológicas dos participantes, em particular, da idade média dos indivíduos entre os grupos investigados.

Em relação ao design das próteses fornecidas pelo SUS utilizadas pelos voluntários, uma relação com a Tabela 4, na página 70, e a Tabela 5, na página 76, indica que a configuração das próteses 8, 9, 13 e 16 apresentaram os melhores valores de Velocidade de Marcha e Atividades Diárias, observando que as próteses 9 e 13 possuem as mesmas características e 8 e 16 incluem materiais especiais como Titânio e Fibra de Carbono. Em contraste, a prótese 10 está associada a menor performance de Velocidade de Marcha e Atividades Diárias, tendo como diferencial das demais próteses o material Alumínio. Estas observações sugerem que pode haver um diferencial para o equilíbrio do usuário final com a substituição do alumínio por materiais como Titânio e Fibra de Carbono no desenvolvimento do design de próteses.

Os amputados que realizam ou realizaram fisioterapia obtiveram performances próximas das médias do grupo dos não amputados. Isso para variação angular de equilíbrio, Velocidade de Marcha e Atividades Diárias. Também se observou que aqueles que obtiveram as menores

performances não realizaram fisioterapia, por falta de acesso a mesma ou falta de informação a respeito. Diante disso, é plausível sugerir que a reabilitação de amputados transtibiais, acompanhada de fisioterapia, promove saúde funcional equiparada aos NÃO amputados, considerando a performance das próteses, em termos de velocidade de marcha, variação angular de equilíbrio e atividades diárias. Este olhar permite refletir sobre a importância do acompanhamento fisioterapêutico, permitindo compreender uma oportunidade de incluir no desenvolvimento do design de próteses uma fase do seu ciclo de vida dedicada à sua integração ao acompanhamento fisioterapêutico.

Aponta-se novamente que o seguimento da pesquisa, que ficará para futura oportunidade, deve ser direcionado à ampliação das amostras de voluntários, para possivelmente aumentar a confiança nas discussões geradas e atenuar a dispersão estatística entre os grupos de amputados e NÃO amputados.



## 8. CONCLUSÕES

Esta pesquisa teve o propósito de apresentar um modelo de avaliação de equilíbrio de duas populações: amputados transtibiais usuários de prótese e NÃO amputados. Nessa configuração foram coletados desfechos de equilíbrio estático, velocidade de marcha e capacidade dos indivíduos realizarem tarefas cotidianas.

O *Motion Capture* permitiu uma observação e comparação detalhada entre indivíduos a fim de identificar precisamente as limitações que dificultam o domínio do equilíbrio estático.

Nas características demográficas e epidemiológicas dos grupos avaliados foram obtidos intervalos largos em relação às médias. No equilíbrio estático foram identificadas diferenças entre os grupos investigados, porém sem significância estatística. No seguimento da pesquisa esforços devem ser aplicados para reduzir estas fragilidades. A principal dificuldade encontrada corresponde à disponibilidade de voluntários.

As maiores dispersões de desempenhos ocorreram no grupo de amputados comparativamente ao grupo de NÃO amputados. Aprimoramentos devem ser realizados nos processos de reabilitação, no design das próteses e no acompanhamento fisioterapêutico.

Os dados apontam relação entre os desempenhos alcançados, nos testes aplicados, com a capacidade dos amputados de realizarem tarefas diárias. A reabilitação de amputados transtibiais acompanhada de fisioterapia pode promover saúde funcional, equiparada aos NÃO amputados.

Em relação ao design das próteses, há indicações de que materiais especiais como Titânio e Fibra de Carbono fornecem melhora para o equilíbrio do usuário final quando comparado com materiais mais simples, como o Alumínio.

Em relação aos fatores que aproximam o equilíbrio de amputados do equilíbrio de não amputados, sugere-se que o processo de reabilitação acompanhado de fisioterapia melhora a velocidade de marcha, a variação angular de equilíbrio e a execução de atividades diárias. Portanto, o

desenvolvimento do design de próteses pode ser aprimorado se executado com integração ao acompanhamento fisioterapêutico.

Uma dificuldade identificada no decorrer da pesquisa foi a recorrência de desconforto no sistema de encaixe e suspensão quando o indivíduo não possui um sistema de encaixe com vácuo para impedir o atrito mecânico com o coto. O desenvolvimento de um sistema de menor investimento financeiro por parte do consumidor final que evite lesões no coto é uma oportunidade de melhoria no design de próteses de baixo custo. Esse desenvolvimento ainda deve ser feito, mas a presente pesquisa oferece suporte para o design de novas próteses.

## 9. REFERÊNCIAS

Amputação [Internet]. Citado em 2015 Jan 15. Disponível em: <http://amputação.com>.

APÓSTOLO, João Luíz Alves. Instrumentos para Avaliação em Geriatria. Escola Superior de Enfermagem de Coimbra. Documento de Apoio. 2012

ASSUMPCÃO, T.N. Órteses – Princípios Básicos. In: FREITAS, P.P. Reabilitação da Mão. Atheneu: São Paulo, 2005.

BARAÚNA, M. A. et al. Avaliação do equilíbrio estático em indivíduos amputados de membros inferiores por meio da biofotogrametria computadorizada. Rev bras fisioter., São Carlos, v.10, .1, 2006.

BARAUNA, MA et al . Avaliação do equilíbrio estático em indivíduos amputados de membros inferiores através da biofotogrametria computadorizada. Rev. bras. fisioter., São Carlos , v. 10, n. 1, p. 83-90, 2006. Disponível em

<[http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1413-35552006000100011&lng=en&nrm=iso](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1413-35552006000100011&lng=en&nrm=iso)>. access on 05 Jan. 2016. <http://dx.doi.org/10.1590/S1413-35552006000100011>. BERG, K. O. et al. Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument. Physiotherapy Canada. 1989.

BERG, K. O. et al. Measuring balance in the elderly: validation of an instrument. Canadian Journal of Public Health, 1992 jul- aug.

BOCCOLINI, F. Reabilitação: amputados, amputações e próteses. 2. ed. São Paulo: Robe, 2000.

CABARGA, Leslie. The Fleischer Story (Revised Edition ed.). New York: Da Capo, 1988.

CARVALHO, J. Á. Amputações em membros inferiores: em busca da plena reabilitação. São Paulo: Manole, 1999.

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

DIOGO, M. J. D'E. A dinâmica dependência-autonomia em idosos submetidos à amputação de membros inferiores. *Rev. latino-am. enfermagem*, Ribeirão Preto, v.5,n.1, p.59-64, janeiro 1997.

MACHADO, A. B. M. *Neuroanatomia funcional*. Rio de Janeiro: Atheneu, 1993.

KITAGAWA, Midori; WINDSOR, Brian. *MoCap for Artists. Workflow and Techniques for Motion Capture*. Oxford, Focal Press, 2008.

PARK, H.S.; KIM, J.Y.; KIM, J.G.; CHOI, S.W.; KIM, Y. A New Position Measurement System Using a Motion Capture Camera for Wind Tunnel Tests. *Sensors* 2013, 13, 12329-12344.

PRESUMIDO LMB, BARAÚNA MA, FERREIRA C, SILVA KC. Estudo comparativo entre o equilíbrio estático de indivíduos sedentários e não sedentários do sexo feminino. *Ícone* 1995.

PRIM, Gabriel de Souza ; VIEIRA, Milton Luiz Horn . Modelo de Medição do Equilíbrio com Uso do MoCap. Em: *Ergotrip 2014*, 2014, Natal. *Anais do Ergotrip 2014*, 2014.

RAMOS, A. R.; SALLES, I. C. D. Aspectos clínicos. In: MOURA, E. W.; SILVA, P. A. C. *Fisioterapia: aspectos clínicos e práticos na reabilitação*. São Paulo: Artes Médicas, 2005.

RODRIGUES, A.V.N.; CAVALCANTI, A.; GALVÃO, C. Órtese e Prótese. In: CAVALCANTI, A.; GALVÃO, C. *Terapia Ocupacional: fundamentação & prática*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2007.

SANGLARD, R.C.F.; PEREIRA, J.S.; HENRIQUES, G.R.P.; GONÇALVES, G.B. A influência do isostretching nas alterações do equilíbrio em idosos. *R. bras. Ci e Mov*. 2007.

Vicon [Internet] Disponível em: <http://vicon.com/> (Citado em 2015 Jan 15).

## 10. ANEXOS

### 10.1 TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE)

**Título da Pesquisa:** Sistema de Visualização do Corpo Humano para Auxílio à Criação de Órteses e Próteses

**Pesquisador Responsável:** Milton Luiz Horn Vieira, Dr.

**Instituição/Departamento:** Laboratório de Design (DesignLab) do Departamento de Expressão Gráfica da Universidade Federal de Santa Catarina

**Telefone para contato:** 48-37216593

**Local da coleta de dados:** Laboratório de Design (DesignLab) do Departamento de Expressão Gráfica da Universidade Federal de Santa Catarina

#### **SISTEMA DE VISUALIZAÇÃO DO CORPO HUMANO PARA AUXÍLIO À CRIAÇÃO DE ÓRTESES E PRÓTESES TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

Prezado (a) Senhor (a):

- Você está sendo convidado (a) a participar do projeto “Sistema de visualização do corpo humano para auxílio à criação de órteses e próteses” de forma totalmente **voluntária**;
- Antes de concordar em participar desta pesquisa é muito importante que você compreenda as informações e instruções contidas neste documento;
- O pesquisador deverá responder todas as suas dúvidas antes que você se decida a participar;
- Você tem o direito de **desistir** de participar da pesquisa a qualquer momento, sem quaisquer prejuízos e penalidades.

**Objetivo do estudo:** É coletar dados técnicos de órteses e próteses de modo a fornecer informações para auxiliar na criação de novos dispositivos médicos eficientes.

**Procedimentos:** Sua participação nesta pesquisa consistirá apenas na entrega de informações pertinentes ao uso de órteses ou próteses a fim de extrair dados técnicos. Não será realizada qualquer exposição

dos seus dados pessoais e/ou obtenção de fotos passíveis de sua identificação, bem como NÃO exigindo qualquer exame físico ou laboratorial do participante.

**Benefícios:** Esta pesquisa trará maior conhecimento para a comunidade científica sobre o desempenho técnico de órteses e próteses, sem benefício imediato para você.

**Riscos:** Todos os cuidados foram tomados para que você não tenha acidentes ou constrangimentos durante a participação neste projeto. Assim, reduzindo riscos de ordem física ou psicológica para você. São assumidos riscos não superiores aqueles do seu cotidiano.

**Sigilo:** As informações fornecidas por você contribuirão para estabelecer descrições técnicas de órteses e próteses, somente a equipe envolvida na pesquisa terá conhecimento dos dados adquiridos. Todos os desfechos a serem obtidos são de caráter técnico, e serão armazenados em mídia digital com acesso restrito a equipe de pesquisadores.

**Dúvidas:** Se você tiver qualquer dúvida ou preocupação, contate o pesquisador envolvido neste estudo: Francisco de Assis Souza dos Santos – (48) 3721-6593.

Desta forma, eu, \_\_\_\_\_, confirmo que o (a) pesquisador (a) \_\_\_\_\_ discutiu este estudo comigo e após os esclarecimentos, **EU CONCORDO EM PARTICIPAR DESTE ESTUDO.**

Florianópolis, \_\_\_\_ / \_\_\_\_ / \_\_\_\_

Participante: \_\_\_\_\_

Investigador: \_\_\_\_\_

## 10.2 FICHA DE IDENTIFICAÇÃO DO VOLUNTÁRIO

Nome: \_\_\_\_\_

Código: \_\_\_\_\_

Data de Nascimento: \_\_\_\_ / \_\_\_\_ / \_\_\_\_

Sexo: \_\_\_\_\_ Peso: \_\_\_\_\_ Altura: \_\_\_\_\_

- Hipertensão
- Diabete
- Doença Respiratória

Usuário de Prótese

Há quanto tempo utiliza a prótese? \_\_\_\_\_

Teve acompanhamento fisioterapêutico para o treino da marcha e/ou equilíbrio.

### Etiologia da Amputação

- Vascular
- Traumática
- Tumor
- Infecciosa
- Congênita
- Não sabe ou prefere sigilo

### E/D Nível da Amputação

- Transfemural (acima do joelho)
- Transtibial (abaixo do joelho)
- Transradial (abaixo do cotovelo)
- Transumeral (acima do cotovelo)
- Outro \_\_\_\_\_

Usuário de Órtese

Há quanto tempo utiliza a órtese? \_\_\_\_\_

Tipo de Órtese:

Correção de discrepância dos membros inferiores.

Diferença de \_\_\_\_\_ cm.

Palmilha (Órtese Planar)

Bengala/Muleta. Uma ou duas? \_\_\_\_\_

Outro \_\_\_\_\_

### 10.3 TABELA DE CONTROLE DOS VOLUNTÁRIOS PROTETIZADOS

<b>Código</b>	<b>Sexo</b>	<b>Peso</b>	<b>Altura</b>	<b>DN</b>	<b>Data da Amputação</b>	<b>Fornecedor da Prótese</b>
11	M	68	1,78	20/03/1964	2001	SUS
12	M	129	1,78	01/11/1967	2010	SUS
13	M	85	1,81	19/06/1958	1995	SUS
14	F	93	1,59	04/12/1966	2010	SUS
15	M	83	1,73	01/10/1993	1995	SUS
16	M	112	1,89	12/08/1994	2013	SUS
17	F	69	1,64	09/03/1979	2004	SUS
18	M	99	1,7	19/06/1959	2010	SUS
20	M	88	1,75	04/12/1970	2010	SUS
22	M	84	1,76	09/08/1951	2008	SUS
23	M	55	1,8	10/07/1974	1977	SUS
24	M	83	1,71	16/07/1974	2009	SUS
25	M	85	1,62	04/11/1974	1989	SUS
26	M	72	1,69	24/04/1937	1951	Particular
27	M	73	1,7	10/02/1962	2008	Particular
28	M	75	1,6	11/08/1956	2014	Particular
29	M	80	1,78	25/02/1947	Jan/11	Particular

### 10.4 TABELA DE CONTROLE DOS VOLUNTÁRIOS NÃO AMPUTADOS

Código	Sexo	DN	Peso (Kg)	Altura (m)	Praticante de Atividade Física	Data da Captura
1	M	20/05/1991	67	1,87	Sim	
2	M	23/02/1987	86	1,82	Sim	09/06/2014
3	M	12/12/1984	70	1,76	Não	12/06/2014
4	F	06/05/1992	62	1,71	Sim	13/06/2014
5	M	07/08/1987	70	1,72	Não	14/06/2014
6	M	11/10/1986	80	1,7	Não	14/06/2014
7	F	12/02/1987	56	1,68	Sim	15/06/2014
8	M	20/11/1992	70	1,7	Não	16/06/2014
9	F	04/07/1984	54	1,57	Não	16/06/2014
10	M	23/12/1982	91	1,76	Não	16/06/2014
11	M	06/05/1985	73	1,7	Não	05/02/2015
12	F	01/06/1985	59	1,67	Sim	06/03/2015
13	F	26/10/1996	59	1,61	Não	04/05/2015
31	M	22/04/1972	80	1,78	Sim	27/05/2015

## 10.5 ÂNGULOS OBTIDOS NO TESTE 1 - VOLUNTÁRIOS AMPUTADOS

	<b>X Max (MOP)</b>	<b>X Min (MOA)</b>	<b>X Média</b>	<b>Y Max (MOE)</b>	<b>Y Min (MOD)</b>	<b>Y Média</b>
11	94,46	88,8197	91,2193	2,3632	0,729	1,4072
12	85,3132	81,4175	83,3007	-2,8056	-7,5086	-5,9068
13	74,2652	71,7823	72,7713	-5,8328	-8,109	-7,1578
14	90,9287	86,4825	86,4825	9,4115	3,1059	5,9657
15	90,6901	81,9542	86,6184	-4,7966	-8,2669	-6,3388
16	94,852	86,8297	91,4458	2,7545	-0,8422	1,0594
17	84,7103	79,6231	83,1273	-3,087	-5,7891	-4,7299
18	85,2621	74,6799	79,0391	-1,0789	-3,2936	-1,6963
20	101,44	85,3294	94,1816	1,7434	-2,3009	-0,4075
22	97,5179	77,5386	85,6996	2,55891	-6,3891	-2,65879
23	99,8144	91,5095	95,7786	2,3454	-1,7911	0,3204
24	103,068	95,245	100,275	3,513	0,5649	2,2845
25	86,1706	83,1686	84,9171	-14,2508	-15,3821	-14,7661
26	91,2813	88,5193	90,0169	-5,56724	-6,8986	-6,36688
27	94,2163	86,5991	91,6192	3,23917	-1,77953	0,114259
28	88,138	83,288	86,723	2,00077	-0,0471709	1,08088
29	86,0078	77,9082	81,2283	-3,13944	-6,31121	-5,10322
Média Geral	92,44482778	84,1748	88,47192778	-0,229579444	-3,862006161	-2,1276195
Desvio Padrão	9,185812716	6,435586558	8,085441192	5,447358811	4,567949995	5,019399639

## 10.6 ÂNGULOS OBTIDOS NO TESTE 1 - NÃO AMPUTADOS

Código	X Max (MOX)	X Min (MOA)	X Média	Y Max (MOE)	Y Min (MOB)	Y Média
01	90,348	81,0622	86,6633	4,99125	-3,56513	1,63194
02	90,2602	82,3747	86,969	-0,180651	-3,43011	-2,09418
03	106,48	102,456	104,794	6,22727	3,65845	5,33346
04	89,9255	82,5758	87,1144	1,7632	-3,65845	-2,15552
05	87,4461	85,9667	86,9314	1,01206	-8,71922	-2,16663
06	98,7754	92,2924	96,2772	-4,5061	-7,25956	-6,33427
07	83,788	79,1326	80,6563	-1,16607	-2,90868	-2,10215
08	91,3618	86,1984	88,4979	8,14851	3,6808	6,31032
09	93,1496	90,194	91,3745	12,0308	7,65041	10,034
10	88,02	84,4994	86,2842	1,98088	0,0910945	0,67012
11	85,6566	77,0604	81,5159	6,84036	0,728547	4,9562
12	91,9167	82,2129	87,6403	2,38863	-6,28066	-0,55335
13	98,5592	90,2909	94,8963	2,82475	-2,17881	-0,042665
31	76,0698	71,8143	74,3826	-2,2962	-4,52046	-3,26222
Media Geral	90,83977857	84,86647857	88,14266429	2,858155643	-1,907984179	0,730361071
Desvio Padrão	7,28314534	7,455526753	7,33126068	4,440792864	4,596902796	4,458126238

## 10.7 DESEMPENHO DOS VOLUNTÁRIOS PROTETIZADOS NO TESTE 2

Código	B01	B02	B03	B04	B05	B06	B07	B08	B09	B10	B11	B12	B13	B14	Btotal
11	4	4	4	4	4	4	4	2	4	4	4	3	4	4	53
12	4	4	3	3	3	4	4	4	4	4	2	2	3	4	48
13	4	4	4	4	4	4	4	3	4	4	4	2	3	4	52
14	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	2	4	4	54
15	4	4	4	4	4	4	4	2	4	4	4	4	4	4	54
16	4	4	4	4	4	4	4	3	4	4	4	2	4	4	53
17	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	2	4	4	54
18	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	2	4	4	54
20	4	4	4	4	4	4	4	2	3	4	4	2	3	4	50
22	4	4	4	4	4	4	4	3	4	4	2	0	0	0	41
23	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	3	4	4	55
24	4	4	4	4	4	4	4	2	4	4	4	2	4	4	52
25	4	4	4	4	4	4	4	2	4	4	4	1	3	4	50
26	4	4	4	4	4	4	4	3	4	4	4	4	3	1	51
27	4	4	4	4	4	4	4	3	4	4	4	4	4	4	55
28	4	4	4	4	4	4	4	3	4	4	4	4	3	4	54
29	4	4	4	4	4	4	4	3	4	4	4	4	4	4	55



## 10.9 DESEMPENHO NO TESTE 3 - VOLUNTÁRIOS AMPUTADOS

Código	C01	C02	C03	C04	C05	C06	C07	C08	C09	C10	C total	Veloc. Marcha (m/s)	Cadência (passos/min)	Tamanho do Passo (m)
11	1	1	1	1	1	1	1	2	2	1	12	0,81	1,25	0,65
12	1	1	1	1	1	0	1	1	0	1	8	0,57	1,20	0,49
13	1	1	1	1	1	1	1	2	2	1	12	0,8	1,33	0,6
14	1	1	1	1	1	0	1	2	2	1	11	0,56	1,20	0,47
15	1	1	1	1	1	1	1	2	2	1	12	0,72	1,55	0,57
16	1	1	1	1	1	1	1	2	2	1	12	0,8	1,25	0,64
17	1	1	1	1	1	0	1	2	2	1	11	0,77	1,48	0,52
18	1	1	1	1	1	1	1	2	2	1	12	0,72	1,33	0,54
20	1	1	1	1	1	1	1	2	2	1	12	0,67	1,20	0,56
22	1	1	1	1	1	1	1	2	1	1	11	0,6	1,35	0,45
23	1	1	1	1	1	1	1	2	2	1	12	0,82	1,45	0,57
24	1	1	1	1	1	0	1	2	2	1	11	0,62	1,32	0,46
25	1	1	1	1	1	1	1	2	1	1	11	0,6	1,33	0,45
26	1	1	1	1	1	0	1	2	2	1	11	0,52	1,1	0,48
27	1	1	1	1	1	1	1	2	2	1	12	0,8	1,18	0,68
28	1	1	1	1	1	1	1	2	2	1	12	0,67	1,2	0,56
29	1	1	1	1	1	0	1	2	2	1	11	0,7	1,16	0,61

## 10.10 DESEMPENHO TESTE 3 - VOLUNTÁRIOS NÃO AMPUTADOS

Código											Ctotal	Velocidade de Marcha		Cadência (passos/s)	Tamanho do Passo (m)
	C01	C02	C03	C04	C05	C06	C07	C08	C09	C10		(m/s)	(m)		
1	1	1	1	1	1	1	1	2	2	1	12	0,75	1,23	0,6165	
2	1	1	1	1	1	1	1	2	2	1	12	0,874	1,34	0,649033	
3	1	1	1	1	1	1	1	2	2	1	12	0,73	1,21	0,6081	
4	1	1	1	1	1	1	1	2	2	1	12	0,66	1,21	0,5451	
5	1	1	1	1	1	1	1	2	2	1	12	0,66	1,21	0,5451	
6	1	1	1	1	1	1	1	2	2	1	12	0,716	1,21	0,595215	
7	1	1	1	1	1	1	1	2	2	1	12	0,757	1,34	0,56565	
8	1	1	1	1	1	1	1	2	2	1	12	0,765	1,58	0,484538	
9	1	1	1	1	1	1	1	2	2	1	12	0,804	1,38	0,583036	
10	1	1	1	1	1	1	1	2	2	1	12	0,739	1,13	0,654285	
11	1	1	1	1	1	1	1	2	2	1	12	0,9	1,45	0,62275	
12	1	1	1	1	1	1	1	2	2	1	12	0,891	1,51	0,590533	
13	1	1	1	1	1	1	1	2	2	1	12	0,825	1,31	0,63033	
14	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	10	0,78	1,27	0,60716	



## 11. APÊNDICES

### 11.1 AUTORIZAÇÃO EMITIDA POR CONSELHO DE ÉTICA

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA - UFSC 
<b>PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP</b>
<b>DADOS DO PROJETO DE PESQUISA</b>
<b>Título da Pesquisa:</b> Sistema de Visualização do Corpo Humano para Auxílio à Criação de Órteses e Próteses
<b>Pesquisador:</b> Milton Luiz Hom Vieira
<b>Área Temática:</b>
<b>Versão:</b> 1
<b>CAAE:</b> 33145014.5.0000.0121
<b>Instituição Proponente:</b> Centro de comunicação e expressão
<b>Patrocinador Principal:</b> CNPQ
<b>DADOS DO PARECER</b>
<b>Número do Parecer:</b> 746.581
<b>Data da Relatoria:</b> 11/08/2014
<b>Apresentação do Projeto:</b>
Trata-se de projeto intitulado Sistema de Visualização do Corpo Humano para Auxílio à Criação de Órteses e Próteses, proposto por pesquisador do CCE. Define-se por próteses os dispositivos permanentes ou transitórios que substituem total ou parcialmente um membro, órgão ou tecido. As órteses são todos os dispositivos permanentes ou transitórios, utilizados para auxiliar as funções de um membro, órgão ou tecido, evitando deformações ou sua progressão e/ou compensando insuficiências funcionais. Este trabalho se propõe, portanto, a utilizar a experiência existente na elaboração de conteúdos digitais de visualização para a criação de ambientes virtuais que permitam a exploração do corpo humano, fazendo uso de tecnologias da computação gráfica e levando em conta a possibilidade de interação e visualização do conteúdo em displays estereoscópicos imersivos 3D. Para tanto, aborda-se uma metodologia, com um estudo teórico-científico referente ao sistema de visualização da anatomia humana, em especial para auxílio à utilização de órteses e próteses. Espera-se que o conteúdo resultante desta pesquisa possa auxiliar profissionais e por vezes substituir materiais, custos no ensino presencial, bem como servi como material de excelência para o ensino não presencial.
<b>Objetivo da Pesquisa:</b>
É coletar dados técnicos de órteses e próteses de modo a fornecer informações para auxiliar na
<b>Endereço:</b> Campus Universitário Reitor João David Ferreira Lima <b>Bairro:</b> Trindade <b>CEP:</b> 88.040-900 <b>UF:</b> SC <b>Município:</b> FLORIANÓPOLIS <b>Telefone:</b> (49)3721-9206 <b>Fax:</b> (49)3721-9696 <b>E-mail:</b> cep@reitoria.ufsc.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE  
SANTA CATARINA - UFSC



Continuação do Parecer: 746.581

criação de novos dispositivos médicos eficientes.

**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

**Benefícios:** Esta pesquisa trará maior conhecimento para a comunidade científica sobre o desempenho técnico de órteses e próteses. **Riscos:** Todas as ações envolvendo equipes de trabalho e avaliação de dispositivos médicos utilizados em pacientes portadores de alguma deformidade podem trazer riscos. Estes de caráter físico ou psicológico, sejam passivos de acometimento pelo uso de algum instrumento de medição ou mobiliários utilizados, ou ainda, pela pressão emocional dos envolvidos estarem comprometidos na entrega e produção de evidências a um projeto de pesquisa. Com o propósito de minimizar os riscos que podem estar direta ou indiretamente associados a metodologia proposta, os pesquisadores estão aplicando esforços na criação e manutenção de um ambiente de trabalho harmonioso, livre de obstáculos físicos que possam comprometer as investigações almejadas, bem como descrever de forma clara todos os objetivos do projeto aos envolvidos nas investigações. Dessa maneira, pode-se obter condições para a aplicação da metodologia que não apresentem riscos superiores aqueles já vivenciados pelos participantes da pesquisa em seu cotidiano.

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

Pesquisa relevante que contempla as exigências da Res.466/12.

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

Na primeira análise do projeto foi apontada a necessidade de incluir no TCLE o endereço do CEP/UFSC, o que foi sanado pelo pesquisador com a reapresentação do TCLE.

**Recomendações:**

Não há recomendações.

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

Aprovado. As pendências anteriormente apontadas foram sanadas.

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

Endereço: Campus Universitário Reitor João David Ferreira Lima  
 Bairro: Trindade CEP: 88.040-900  
 UF: SC Município: FLORIANOPOLIS  
 Telefone: (48)3721-9206 Fax: (48)3721-9696 E-mail: cep@reitoria.ufsc.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE  
SANTA CATARINA - UFSC



Continuação do Parecer: 748.581

FLORIANOPOLIS, 11 de Agosto de 2014

---

**Aassinado por:**  
**Washington Portela de Souza**  
**(Coordenador)**

**Endereço:** Campus Universitário Reitor João David Ferreira Lima  
**Bairro:** Trindade **CEP:** 88.040-900  
**UF:** SC **Município:** FLORIANOPOLIS  
**Telefone:** (48)3721-9206 **Fax:** (48)3721-9596 **E-mail:** cep@reitoria.ufsc.br

## 11.2 ESCALA DE EQUILÍBRIO DE BERG

### 1. Posição sentada para posição em pé

Instruções: Por favor, levante-se. Tente não usar as suas mãos como suporte

( 4 ) capaz de se levantar sem utilizar as mãos e estabilizar-se de forma independente

( 3 ) capaz de se levantar de forma independente utilizando as mãos

( 2 ) capaz de se levantar utilizando as mãos após diversas tentativas

( 1 ) necessita de ajuda mínima para se levantar ou estabilizar

( 0 ) necessita de ajuda moderada ou máxima para se levantar

### 2. Permanecer em pé sem apoio

Instruções: Por favor, fique em pé, durante 2 minutos sem se apoiar.

( 4 ) capaz de permanecer em pé com segurança por 2 minutos

( 3 ) capaz de permanecer em pé por 2 minutos com supervisão

( 2 ) capaz de permanecer em pé por 30 segundos sem apoio

( 1 ) necessita de várias tentativas para permanecer em pé por 30 segundos sem apoio

( 0 ) incapaz de permanecer em pé por 30 segundos sem apoio

### 3. Permanecer sentado sem apoio nas costas, mas com os pés apoiados no chão ou num banquinho

Instruções: Por favor, fique sentado sem apoiar as costas com os braços cruzados por 2 minutos.

( 4 ) capaz de permanecer sentado com segurança e com firmeza por 2 minutos

( 3 ) capaz de permanecer sentado por 2 minutos sob supervisão

( 2 ) capaz de permanecer sentado por 30 segundos

( 1 ) capaz de permanecer sentado por 10 segundos

( 0 ) incapaz de permanecer sentado sem apoio durante 10 segundos

### 4. Posição em pé para posição sentada

Instruções: Por favor, sente-se.

( 4 ) senta-se com segurança com uso mínimo das mãos

- ( 3 ) controla a descida utilizando as mãos
- ( 2 ) utiliza a parte posterior das pernas contra a cadeira para controlar a descida
- ( 1 ) senta-se de forma independente, mas tem descida sem controle
- ( 0 ) necessita de ajuda para sentar-se

#### 5. Transferências

Instruções: Arrume as cadeiras perpendicularmente ou uma de frente para a outra para uma transferência em pivô.

Por favor, transferir-se de uma cadeira com apoio de braço para uma cadeira sem apoio de braço, e vice-versa

- ( 4 ) capaz de se transferir com segurança com uso mínimo das mãos
- ( 3 ) capaz de se transferir com segurança com o uso das mãos
- ( 2 ) capaz de se transferir seguindo orientações verbais com/ou supervisão
- ( 1 ) necessita de uma pessoa para ajudar
- ( 0 ) necessita de duas pessoas para ajudar ou supervisionar para realizar a tarefa com segurança

#### 6. Permanecer em pé sem apoio com os olhos fechados

Instruções: Por favor, fique em pé e feche os olhos por 10 segundos.

- ( 4 ) capaz de permanecer em pé por 10 segundos com segurança
- ( 3 ) capaz de permanecer em pé por 10 segundos com supervisão
- ( 2 ) capaz de permanecer em pé por 3 segundos
- ( 1 ) incapaz de permanecer com os olhos fechados durante 3 segundos, mas mantém-se em pé
- ( 0 ) necessita de ajuda para não cair

#### 7. Permanecer em pé sem apoio com os pés juntos

Instruções: Por favor, junte os seus pés e fique em pé sem se apoiar.

- ( 4 ) capaz de posicionar os pés juntos de forma independente e permanecer por 1 minuto com segurança
- ( 3 ) capaz de posicionar os pés juntos de forma independente e permanecer por 1 minuto com supervisão

- ( 2 ) capaz de posicionar os pés juntos de forma independente e permanecer por 30 segundos
- ( 1 ) necessita de ajuda para se posicionar, mas é capaz de permanecer com os pés juntos durante 15 segundos
- ( 0 ) necessita de ajuda para se posicionar e é incapaz de permanecer nessa posição por 15 segundos

8. Alcançar à frente com o braço estendido permanecendo em pé

Instruções: Levante o braço a 90°. Estique os dedos e tente alcançar a frente o mais longe possível.

(O examinador posiciona a régua no fim da ponta dos dedos. A medida registada é a

distância que os dedos conseguem alcançar na inclinação).

Por Favor, se possível, use ambos os braços de forma a evitar rotação do tronco.

- ( 4 ) pode avançar à frente mais que 25 cm com segurança
- ( 3 ) pode avançar à frente mais que 12,5 cm com segurança
- ( 2 ) pode avançar à frente mais que 5 cm com segurança
- ( 1 ) pode avançar à frente, mas necessita de supervisão
- ( 0 ) perde o equilíbrio na tentativa, ou necessita de apoio externo

9. Pegar um objeto do chão a partir de uma posição em pé

Instruções: Por favor, pegue o objeto que está na frente dos seus pés.

- ( 4 ) capaz de pegar o sapato/chinelo com facilidade e segurança
- ( 3 ) capaz de pegar o sapato/chinelo, mas necessita de supervisão
- ( 2 ) incapaz de pegá-lo, mas se estica até ficar a 2-5 cm do chinelo e mantém o equilíbrio de forma independente
- ( 1 ) incapaz de pegá-lo, necessitando de supervisão enquanto está tentando
- ( 0 ) incapaz de fazer, ou necessita de ajuda para não perder o equilíbrio ou cair

10. Virar-se e olhar para trás por cima dos ombros direito e esquerdo enquanto permanece em pé

Instruções: Por favor, vire-se para olhar diretamente atrás de você por cima, do seu ombro esquerdo sem tirar os pés do chão. Faça o mesmo por cima do ombro direito.

- ( 4 ) olha para trás de ambos os lados com uma boa distribuição do peso
- ( 3 ) olha para trás somente de um lado; o lado contrário demonstra menor distribuição do peso
- ( 2 ) vira somente para os lados, mas mantém o equilíbrio
- ( 1 ) necessita de supervisão para virar
- ( 0 ) necessita de ajuda para não perder o equilíbrio ou cair

#### 11. Girar 360 graus

Instruções: Por favor, gire sobre si mesmo. Faça uma pausa. Gire em sentido contrário.

- ( 4 ) capaz de girar 360 graus com segurança em 4 segundos ou menos
- ( 3 ) capaz de girar 360 graus com segurança somente para um lado em 4 segundos ou menos
- ( 2 ) capaz de girar 360 graus com segurança, mas lentamente
- ( 1 ) necessita de supervisão próxima ou orientações verbais
- ( 0 ) necessita de ajuda enquanto gira

#### 12. Posicionar os pés alternadamente no degrau/banquinho enquanto permanece em pé sem apoio

Instruções: Por favor, toque cada pé alternadamente no degrau/banquinho.

Continue até que cada pé tenha tocado o degrau/banquinho quatro vezes.

- ( 4 ) capaz de permanecer em pé de forma independente e com segurança, completando 8 movimentos em 20 segundos
- ( 3 ) capaz de permanecer em pé de forma independente e completar 8 movimentos em mais que 20 segundos
- ( 2 ) capaz de completar 4 movimentos sem ajuda
- ( 1 ) capaz de completar mais que 2 movimentos com o mínimo de ajuda
- ( 0 ) incapaz de fazer, ou necessita de ajuda para não cair

#### 13. Permanecer em pé sem apoio com um pé à frente

Instruções: Coloque um pé diretamente à frente do outro na mesma linha. Se achar, que não irá conseguir, coloque o pé um pouco mais à frente do outro e levemente para o lado.

( 4 ) capaz de colocar um pé imediatamente à frente do outro de forma independente, e permanecer por 30 segundos

( 3 ) capaz de colocar um pé um pouco mais à frente do outro e levemente para o lado de forma independente, e permanecer por 30 segundos

( 2 ) capaz de dar um pequeno passo de forma independente e permanecer por 30 segundos

( 1 ) necessita de ajuda para dar o passo, porém permanece por 15 segundos

( 0 ) perde o equilíbrio ao tentar dar um passo ou ficar de pé

#### 14. Permanecer em pé sobre uma perna

Instruções: Fique em pé sobre uma perna o máximo que puder sem se segurar.

( 4 ) capaz de levantar uma perna de forma independente e permanecer por mais que 10 segundos

( 3 ) capaz de levantar uma perna de forma independente e permanecer por 5-10 segundos

( 2 ) capaz de levantar uma perna de forma independente e permanecer por 3-4 segundos

( 1 ) tenta levantar uma perna, mas é incapaz de permanecer por 3 segundos, embora permaneça em pé de forma independente

( 0 ) incapaz de fazer, ou necessita de ajuda para não cair

Resultado Total (Máximo = 56) \_\_\_\_\_

### 11.3 ESCALA DE EQUILÍBRIO DE TINETTI – VERSÃO PORTUGUESA

#### **PARTE 1 - EQUILÍBRIO ESTÁTICO - CADEIRA:**

##### **1. EQUILÍBRIO SENTADO**

0 – inclina – se ou desliza na cadeira

1 – inclina-se ligeiramente ou aumenta a distância das nádegas ao encosto da cadeira

2 – estável, seguro

##### **2. LEVANTAR**

0 – incapaz sem ajuda ou perde o equilíbrio

1 – capaz, mas utiliza os braços para ajudar ou faz excessiva flexão do tronco ou não consegue à 1ª tentativa

2 – capaz na 1ª tentativa sem usar os braços

##### **3. EQUILÍBRIO IMEDIATO (primeiros 5 segundos)**

0 – instável (cambaleante, move os pés, marcadas oscilações do tronco, tenta agarrar algo para suportar- se)

1 – estável, mas utiliza auxiliar de marcha para suportar-se

2 – estável sem qualquer tipo de ajudas

##### **4. EQUILÍBRIO EM PÉ COM OS PÉS PARALELOS**

0 – instável

1 – estável mas alargando a base de sustentação (calcanhares afastados 10 cm) ou recorrendo a auxiliar de marcha para apoio

2 – pés próximos e sem ajudas

##### **5. PEQUENOS DESIQUILÍBRIOS NA MESMA POSIÇÃO (sujeito de pé com os pés próximos, o observador empurra-o levemente com a palma da mão, 3 vezes ao nível do esterno)**

0 – começa a cair

1 – vacilante, agarra-se, mas estabiliza

2 – estável

**6. FECHAR OS OLHOS NA MESMA POSIÇÃO**

- 0 – instável
- 1 – estável

**7. VOLTA DE 360° (2 vezes)**

- 0 – instável (agarra – se, vacila)
- 1 – estável, mas dá passos descontínuos
- 2 – estável e passos contínuos

**8. APOIO UNIPODAL (aguenta pelo menos 5 segundos de forma estável)**

- 0 – não consegue ou tenta segurar-se a qualquer objecto
- 1 – aguenta 5 segundos de forma estável

**9. SENTAR-SE**

- 0 – pouco seguro ou cai na cadeira ou calcula mal a distância
- 1 – usa os braços ou movimento não harmonioso
- 2 – seguro, movimento harmonioso

**Pontuação: \_\_\_ / 16**

**PARTE 2 - EQUILIBRIO DINÂMICO – MARCHA**

**Instruções:** O sujeito faz um percurso de 3m, na sua passada normal e volta com passos mais rápidos até à cadeira. Deverá utilizar os seus auxiliares de marcha habituais.

**10. INÍCIO DA MARCHA (imediatamente após o sinal de partida)**

- 0 – hesitação ou múltiplas tentativas para iniciar
- 1 – sem hesitação

**11. LARGURA DO PASSO (pé direito)**

- 0 – não ultrapassa à frente do pé em apoio
- 1 – ultrapassa o pé esquerdo em apoio

**12. ALTURA DO PASSO (pé direito)**

0 – o pé direito não perde completamente o contacto com o solo

1 – o pé direito eleva-se completamente do solo

**13. LARGURA DO PASSO** (pé esquerdo)

0 – não ultrapassa à frente do pé em apoio

1 – ultrapassa o pé direito em apoio

**14. ALTURA DO PASSO** (pé esquerdo)

0 – o pé esquerdo não perde totalmente o contacto com o solo

1 – o pé esquerdo eleva-se totalmente do solo

**15. SIMETRIA DO PASSO**

0 – comprimento do passo aparentemente assimétrico

1 – comprimento do passo aparentemente simétrico

**16. CONTINUIDADE DO PASSO**

0 – pára ou dá passos descontínuos

1 – passos contínuos

**17. PERCURSO DE 3m** (previamente marcado)

0 – desvia-se da linha marcada

1 – desvia-se ligeiramente ou utiliza auxiliar de marcha

2 – sem desvios e sem ajudas

**18. ESTABILIDADE DO TRONCO**

0 – nítida oscilação ou utiliza auxiliar de marcha

1 – sem oscilação mas com flexão dos joelhos ou coluna ou afasta os braços do tronco enquanto caminha

2 – sem oscilação, sem flexão, não utiliza os braços, nem auxiliares de marcha

**19. BASE DE SUSTENTAÇÃO DURANTE A MARCHA**

0 – calcanhares muito afastados

1 – calcanhares próximos, quase se tocam

**Pontuação: \_\_\_ / 12**

**Pontuação total: \_\_\_ / 28**

**Tradução para Língua Portuguesa por (APÓSTOLO, 2012).**

#### 11.4 SCRIPT DO PROGRAMA AUTODESK 3D MAX 2016 PARA OBTENÇÃO DOS DADOS DO TESTE A.

-- Criar Point001, alinha na posicao solving spine (posicao x, y e Z / pivot com pivot), link no solving head, zera rotação gimbal, roda script, aplica intervalo de tempo a ser calculado, pressione calcular

```

try (destroydialog Intervalo) -- Tenta fechar a janela Intervalo se ele
estiver aberta
catch ()
try (destroydialog Resultados) -- Tenta fechar a janela Resultados se
ele estiver aberta
catch ()
global OssoAnalisado = $Point001
global ValoresRotacaoX = #() -- Array onde serão inseridos os valores
de todos os frames
global ValoresRotacaoY = #() -- Array onde serão inseridos os valores
de todos os frames
global sumX = 0 -- Variável onde serão somados os valores do X
global sumY = 0 -- Variável onde serão somados os valores do Y

rollout Intervalo "Intervalo de Tempo Analisado"
(
    spinner spStartFrame "Start Frame:" type:#integer range:[-
50000,50000,100] fieldWidth:40
    spinner spEndFrame "Last Frame:" type:#integer range:[-
50000,50000,3700] fieldWidth:44
    button Calcular "Calcular" width:100 height:25

    on Calcular pressed do -- Quando pressionar o botão Calcular
    (
        animationRange = interval Intervalo.spStartFrame.value
Intervalo.spEndFrame.value -- Faz com que a timeline tenha apenas o
intervalo a ser analisado. O intervalo é determinado pelos valores dos
spinners

```

```

    for i in AnimationRange.start to AnimationRange.end do -
- Loop passando por todos os frames da timeline
        (
            at time i append ValoresRotacaoX
OssoAnalisado.rotation.x_rotation -- Pega o valor de cada frame e adiciona
ao array para o X
            at time i append ValoresRotacaoY
OssoAnalisado.rotation.y_rotation -- Pega o valor de cada frame e adiciona
ao array para o Y
        )
        for i in ValoresRotacaoX do sumX += i -- Soma os valores
utilizando a variável SumX para guardar o resultado
        for i in ValoresRotacaoY do SumY += i -- Soma os valores
utilizando a variável SumY pra guardar o resultado
        global MediaX = sumX/ValoresRotacaoX.count --
Variável que contém a média do X
        global MediaY = sumY/ValoresRotacaoY.count --
Variável que contém a média do y
        global MaxX = amax ValoresRotacaoX
        global MinX = amin ValoresRotacaoX
        global MaxY = amax ValoresRotacaoY
        global MinY = amin ValoresRotacaoY

    print "Soma no eixo X" -- Mostra os resultados no MaxScript
Listener
    print sumX
    print "Média do eixo X"
    print MediaX
    print "Maior Valor de X"
    print MaxX
    print "Menor Valor de X"
    print MinX

    print "Soma no eixo Y"
    print sumY
    print "Média do eixo Y"

```

```

print MediaY
print "Maior Valor de Y"
print MaxY
print "Menor Valor de Y"
print MinY

```

-- Jogando os valores para as caixas de texto no rollout

Resultados

Resultados.TextSomaX.text = sumX as string -- as string é um comando para tornar um valor numérico (integer) em um valor de texto (string)

```

Resultados.TextMediaX.text = MediaX as string
Resultados.TextMaxX.text = MaxX as string
Resultados.TextMinX.text = MinX as string

```

```

Resultados.TextSomaY.text = sumY as string
Resultados.TextMediaY.text = MediaY as string
Resultados.TextMaxY.text = MaxY as string
Resultados.TextMinY.text = MinY as string
)
)

```

rollout Resultados "Resultados"

```

(
  edittext TextSomaX "Soma no Eixo X:"
  edittext TextMediaX "Média do Eixo X:"
  edittext TextMaxX "Maior Valor de X:"
  edittext TextMinX "Menor Valor de X:"
  edittext TextSomaY "Soma no Eixo Y:"
  edittext TextMediaY "Média do Eixo Y:"
  edittext TextMaxY "Maior Valor de Y:"
  edittext TextMinY "Menor Valor de Y:"
)

```

createDialog Intervalo width: 180 height: 80 pos: [200, 200] -- Cria as janelas

`createDialog Resultados width: 180 height: 200 pos: [200,320] --` A posição é para que uma janela não fique sobre a outra.