

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA**

VICENTE JÚLIO BARBOSA DE LIMA

**MODELAGEM ESTRUTURAL DE JOELHOS PROTÉTICOS PARA PRÓTESES
TRANSFEMORAIS MICROPROCESSADAS**

VICENTE JÚLIO BARBOSA DE LIMA

**MODELAGEM ESTRUTURAL DE JOELHOS PROTÉTICOS PARA PRÓTESES
TRANSFEMORAIS MICROPROCESSADAS**

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Pernambuco PPGEB/UFPE, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Marco Aurélio Benedetti Rodrigues.

RECIFE
2016

Catálogo na fonte
Bibliotecária Valdicea Alves, CRB-4 / 1260

L732m	Lima, Vicente Júlio Barbosa de. Modelagem estrutural de joelhos protéticos para próteses transfemorais microprocessadas / Vicente Júlio Barbosa de Lima - 2016. 116folhas, Il. e Tabs. Orientador: Prof. Dr. Marco Aurélio Benedetti Rodrigues. . Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Programa de Pós-Graduação de Engenharia Biomédica, 2016. Inclui Referências e Anexos. 1. Engenharia Biomédica. 2. Amputação. 3. Marcha do amputado transfemoral. 4. Engenharia Biomédica. 5. Modelagem. 6. Próteses. 7. Microprocessadores. I. Rodrigues, Marco Aurélio Benedetti (Orientador). II. Título. UFPE 610.28 CDD (22. ed.) BCTG/2017-325
-------	---

VICENTE JÚLIO BARBOSA DE LIMA

**MODELAGEM ESTRUTURAL DE JOELHOS PROTÉTICOS PARA PRÓTESES
TRANSFEMORAIS MICROPROCESSADAS**

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Pernambuco PPGEB/UFPE, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Aprovado em: 25/08/2016

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Marco Aurélio Benedetti Rodrigues (Orientador)
Universidade Federal de Pernambuco

Prof.^a Dr.^a Rosa Amália Fireman Dutra (Examinadora interna)
Universidade Federal de Alagoas

Prof. Dr. Eptácio Leite Rolim Filho (Examinador externo)
Universidade Federal de Pernambuco

À Santíssima trindade, Maria Santíssima, meus pais, toda família e aos meus amigos.

AGRADECIMENTOS

A Lilia Lima de Souza que me emprestou as próteses microprocessadas do estudo;

Ao Edson de Moura Figueiredo, Erikson Adria D. Cruz e Pedro Cavalcanti pela disponibilidade e disposição;

Ao meu orientador Prof. Marco Aurélio Benedetti Rodrigues pela confiança, paciência e disponibilidade em cada momento deste curso;

À AACD, através da Dra. Vanessa Van Der Linden pela disponibilidade e cooperação; Fisioterapeuta Ewerton Gomes pelo treinamento dos voluntários; aos técnicos ortesistas Alecsandro, Eduardo, Marques e Germano pelo apoio de sempre; A Monica e Rose pelo apoio logístico; A Fisioterapeuta Tarciana e Psicóloga Nathália pela paciência;

Ao Prof. Epitácio Rolim pelo apoio moral de sempre;

À Prof^a Marilu Gomes por toda atenção e contribuição

Aos Médicos Residentes Fábio Barros e Mauriston Martins

Aos Fisioterapeutas Dayvsson Marques, Camila Fedatto e Bruno Gilberto;

Aos meus colegas de Mestrado, principalmente a Priscila Mendonça, amiga de todas as horas.

“Há pessoas que desejam saber só por saber, e isso é curiosidade; outras, para alcançarem fama, e isso é vaidade; outras, para enriquecerem com a sua ciência, e isso é um negócio torpe; outras, para serem edificadas, e isso é prudência; outras, para edificarem os outros, e isso é caridade”

(Agostinho – Santo Católico)

RESUMO

A cirurgia de amputação de membros é considerada o procedimento cirúrgico mais antigo da humanidade. Nas últimas décadas têm aumentado consideravelmente o número de pacientes jovens ativos que sofrem amputação e que necessitam de prótese como substituto do membro perdido. Esse estudo realizou análise comparativa entre a prótese passiva mais utilizada e a prótese ativa microprocessada. O objetivo da pesquisa consistiu em oferecer critérios técnicos para a modelagem de joelhos protéticos ativos, com uso de microprocessadores. Considerando a dimensão e as mudanças na vida de um jovem que é submetido a amputação, a pesquisa contribui para o desenvolvimento de novos estudos nessa área. Desta forma foi realizado mapeamento sistemático e revisão da literatura, antropometria com a avaliação do eixo anatômico e mecânico dos membros inferiores, avaliação cinemática e dinâmica com testes de circuito baseado no protocolo de teste da Ottobock®; cinética da marcha e comportamento do centro de pressão e centro de massa com utilização de baropodômetro. Assim, realizou-se uma descrição detalhada do mapeamento e da avaliação cinemática e dinâmica com elaboração de tabelas e imagens das forças de pressão e centro de massa. Observou-se melhor desempenho de função e mobilidade da prótese microprocessada em relação a prótese mecânica: menor alteração do eixo anatômico em relação ao eixo de carga; melhor equilíbrio do corpo, melhor resposta a mudanças espaciais e obstáculos, melhor a juste e controle do paciente sobre a prótese; menor força de atuação do solo sobre o coto; menor alteração entre o centro de gravidade do corpo e o centro de pressão do pé protético. Foram estabelecidos critérios técnicos biomecânicos para a modelagem de joelho protético e oferecido subsídio para futuros trabalhos para o desenvolvimento de joelhos protéticos ativos de baixo custo.

Palavras-chave: Amputação. Marcha do amputado transfemoral. Engenharia Biomédica. Modelagem. Próteses. Microprocessadores.

ABSTRACT

The limb amputation surgery is considered the oldest surgical procedure of humanity. In recent decades have greatly increased the number of active young patients suffering amputation and who need prosthesis as a substitute for the missing limb. This study was conducted comparative analysis of the most widely used passive prosthesis and microprocessor active prosthesis. The research objective was to provide technical criteria for modeling active prosthetic knees, using microprocessors. Given the size and the changes in the life of a young man who undergoes amputation, research contributes to the development of new studies in this area. Thus it was carried out systematic mapping and review of the literature, anthropometry with the assessment of the anatomical axis and mechanical lower limbs, kinematic and dynamic evaluation with circuit testing based on the test protocol Ottobock; kinetic gait and center of pressure behavior and mass center using baropodometry. Thus, there was a detailed description of the mapping and kinematic and dynamic evaluation with drafting tables and images of pressure forces and center of mass. There was better performance function and mobility microprocessor prosthesis in relation to mechanical prosthesis: minor change to the anatomical axis in relation to the load axis; body better balance, better response to spatial changes and obstacles, the better the juste and patient control over the prosthesis; lower ground actuation force on the stump; minor variation between the center of gravity of the body and the center of pressure of the prosthetic foot. Biomechanical were established technical criteria for knee prosthetic modeling and offered allowance for future work for the development of prosthetic knees low cost assets.

Keywords: Amputation. Transfemoral amputee gait. Biomedical engineering. Modeling. Prosthetics. Microprocessors.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1.	Joelho microprocessado C-Leg da Ottobock®.....	26
Figura 2.	Joelho mecânico monocêntrico de mecanismo passivo.....	27
Figura 3.	Joelho com uso de trava manual - geriátrico.....	32
Figura 4.	Componentes do joelho mecânico 3R15 e suas peças sobresselentes.....	32
Figura 5.	Mecanismo de autobloqueio da prótese mecânica.....	33
Figura 6A.	Joelho Microprocessado C-leg, modelo 3C88-1 – Utilizado na pesquisa..	35
Figura 6B.	Componentes do joelho C-leg.....	36
Figura 7.	Vista anterior do joelho.....	38
Figura 8.	Vista posterior do joelho.....	39
Figura 9.	Biomecânica do joelho: graus de liberdade de movimentos.....	40
Figura 10.	Eventos da marcha.....	43
Figura 11.	Dados antropométricos do sistema esquelético e dos membros inferiores.	46
Figura 12.	Processo de extração de dados - Revisão bibliográfica e mapeamento sistemático.....	50
Figura 13.	Fases de busca da revisão sistemática - <i>IEEEExplore digital library</i> : amputation OR normal gait OR transfemoral amputation.....	52
Figura 14.	Avaliação estática na plataforma de força.....	54
Figura 15.	Avaliação dinâmica baropodométrica.....	55
Figura 16.	Organograma de aquisição dos dados.....	58
Figura 17.	Avaliação do eixo mecânico, anatômico do joelho e eixo de carga do membro fisiológico.....	60
Figura 18.	Avaliação do eixo mecânico, anatômico do joelho e eixo de carga com prótese mecânica.....	61
Figura 19.	Cálculo do eixo mecânico, anatômico do joelho e eixo de carga com prótese microprocessada.....	62
Figura 20A.	Prova com marcha linear em percurso de 6m - Vista coronal.....	63
Figura 20B.	Prova com marcha linear em percurso de 6m - Vista sagital.....	64
Figura 21.	Prova do percurso quadrado com joelho mecânico com tempo de 60s.....	65
Figura 22.	Prova do obstáculo com prótese mecânica.....	66
Figura 23.	Teste da inclinação com prótese mecânica.....	67
Figura 24A.	Prova com marcha linear com joelho C-leg em percurso de 6m - Vista coronal.....	68
Figura 24B.	Prova com marcha linear com joelho C-leg em percurso de 6m – Vista sagital.....	69
Figura 25	Prova do percurso quadrado com tempo de 60s com prótese microprocessada.....	70
Figura 26.	Prova do obstáculo com prótese microprocessada.....	70

Figura 27.	Teste da inclinação com prótese microprocessada.....	71
Figura 28A.	Análise estática na plataforma de força com joelho mecânico voluntário 1 - Pressão média e pressão máxima.....	73
Figura 28B.	Análise estática na plataforma de força com joelho mecânico - Imagem 3D e estabilometria.....	73
Figura 29A.	Análise estática na plataforma de força com joelho mecânico voluntário 2 - Pressão média e pressão máxima.....	75
Figura 29B.	Análise estática na plataforma de força com joelho mecânico voluntário 2 - imagem 3D e estabilometria.....	75
Figura 30A.	Análise estática na plataforma de força com joelho microprocessado voluntário 1. - Pressão média e pressão máxima.....	77
Figura 30B.	Análise estática na plataforma de força com joelho microprocessado voluntário 1. - imagem 3D e estabilometria.....	77
Figura 31A.	Análise estática na plataforma de força com joelho microprocessado voluntário 2 - Pressão média e pressão máxima.....	78
Figura 31B.	Análise estática na plataforma de força com joelho microprocessado voluntário 2 - imagem 3D e estabilometria.....	79
Figura 32.	Avaliação dinâmica com prótese mecânica do voluntário 1.....	80
Figura 33.	Avaliação dinâmica com prótese mecânica do voluntário 2.....	81
Figura 34.	Força (Kgf) x tempo (ms) contato inicial da marcha com protese mecânica voluntário 1.....	84
Figura 35.	Força (Kgf) x tempo (ms) contato inicial da marcha com protese mecânica voluntário 2.....	82
Figura 36.	Força x tempo - Fase de apoio – voluntário 1.....	83
Figura 37.	Força x tempo - Fase de apoio – voluntário 2.....	83
Figura 38.	Pressão x tempo fase de contato inicial com prótese mecânica – voluntário 1.....	84
Figura 39.	Pressão x tempo fase de contato inicial com prótese mecânica – voluntário 2.....	84
Figura 40.	Avaliação dinâmica na fase de médio apoio com prótese mecânica – voluntário 1.....	85
Figura 41.	Avaliação dinâmica na fase de pré-balanço com prótese mecânica – voluntário 2.....	86
Figura 42.	Avaliação dinâmica com prótese microprocessada do voluntário 1.....	87
Figura 43.	Avaliação dinâmica com prótese microprocessada do voluntário 2.....	88
Figura 44.	Força (Kgf) x tempo (ms) contato inicial da marcha com protese microprocessada voluntário 1.....	89
Figura 45.	Força (Kgf) x tempo (ms) contato inicial da marcha com protese microprocessada voluntário 2.....	89

Figura 46.	Força x tempo - Fase de apoio voluntário 1.....	90
Figura 47.	Força x tempo - Fase de apoio voluntário 2.....	90
Figura 48.	Pressão x tempo fase de contato inicial com prótese microprocessada – voluntário1.....	91
Figura 49.	Avaliação dinâmica na fase de médio apoio com prótese microprocessada – voluntário 1.....	92
Figura 50.	Avaliação dinâmica na fase de pré-balanço com prótese microprocessada - voluntário 1.....	93
Figura 51.	Avaliação dinâmica na fase de médio apoio com prótese microprocessada – voluntário 2	93

LISTA DE TABELAS

Tabela 1.	Características técnicas do C-leg.....	37
Tabela 2.	Características mecânicas e eletrônicas do baropodômetro Footwork.....	53
Tabela 3.	Dados antropométricos.....	59
Tabela 4.	Percurso linear com prótese mecânica.....	64
Tabela 5.	Teste da inclinação com prótese mecânica.....	67
Tabela 6.	Percurso linear com prótese com joelho C-leg.....	69
Tabela 7.	Teste da inclinação com prótese microprocessada.....	71
Tabela 8.	Resultados da baropodometria estática em joelho mecânico.....	72
Tabela 9.	Resultados da baropodometria estática com joelho microprocessado.....	76
Tabela 10.	Análise comparativa das próteses mecânica e microprocessada no circuito linear.....	96
Tabela 11.	Análise comparativa das próteses mecânica e microprocessada no circuito quadrado.....	97
Tabela 12.	Análise comparativa das próteses mecânica e microprocessada no teste da inclinação.....	97
Tabela 13.	Avaliação dinâmica Prótese mecânica x prótese microprocessada – voluntário 1.....	99
Tabela 14.	Avaliação dinâmica Prótese mecânica x prótese microprocessada – voluntário 2.....	99
Tabela 15.	Força de atuação da prótese sobre a plataforma de forças.....	100
Tabela 16.	Avaliação da pressão da prótese e a ativação de sensores sobre a plataforma de força.....	101

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
2	OBJETIVOS	18
2.1	OBJETIVO GERAL.....	18
2.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	18
3	POTENCIAL DE IMPACTO	19
4	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	20
4.1	PRÓTESES PARA AMPUTADOS DE MEMBROS INFERIORES	29
4.1.1	Visão geral	29
4.1.2	Evolução das próteses de membros inferiores.....	30
4.1.3	Joelhos protéticos	31
4.1.3.1	<i>Joelhos passivos</i>	31
4.1.3.2	<i>Joelhos ativos</i>	34
5	ANATOMIA E BIOMECÂNICA DO JOELHO	38
6	MARCHA HUMANA	42
6.1	MARCHA NORMAL VERSUS MARCHA DO PACIENTE AMPUTADO.....	42
7	PARÂMETROS DE COMPATIBILIDADE DA INTERFACE HOMEM- MÁQUINA E ANÁLISE ANTROPOMÉTRICA	45
8	PARÂMETROS FÍSICOS PARA MODELAGEM ESTRUTURAL DE UM JOELHO PROTÉTICO	47
9	REVISÃO DA LITERATURA E MAPEAMENTO SISTEMÁTICO	49
10	METODOLOGIA	53
11	RESULTADOS	59
11.1	AVALIAÇÃO ANTROPOMÉTRICA.....	59
11.2	AVALIAÇÃO CINEMÁTICA	62
11.2.1	<i>Avaliação cinemática da prótese mecânica</i>	63
11.2.2	<i>Avaliação cinemática da prótese microprocessada</i>	68
11.3	BAROPODOMETRIA.....	72
11.3.1	<i>Avaliação estática</i>	72
11.3.1.1	<i>Prótese mecânica</i>	72
11.3.1.2	<i>Prótese microprocessada</i>	76

11.3.2	<i>Avaliação dinâmica</i>	79
11.3.2.1	<i>Prótese mecânica</i>	79
11.3.2.1.1	Força de atuação prótese x plataforma	82
<u>11.3.2.1.1.1</u>	<u>Contato inicial</u>	<u>82</u>
<u>11.3.2.1.1.2</u>	<u>Médio apoio e pré-balanço</u>	<u>83</u>
11.3.2.1.2	
	Pressão e sensores.....	83
<u>11.3.2.1.2.1</u>	<u>Contato inicial</u>	<u>83</u>
<u>11.3.2.1.2.2</u>	<u>Médio apoio e pré-balanço</u>	<u>84</u>
11.3.2.2	<i>Prótese microprocessada</i>	86
11.3.2.2.1	Força de atuação prótese x plataforma	88
<u>11.3.2.2.1.1</u>	<u>Contato inicial</u>	<u>88</u>
<u>11.3.2.2.1.2</u>	<u>Médio apoio e pré-balanço</u>	<u>89</u>
11.3.2.2.2	Pressão e sensores.....	91
<u>11.3.2.2.2.1</u>	<u>Contato inicial</u>	<u>91</u>
<u>11.3.2.2.2.2</u>	<u>Médio apoio e pré-balanço</u>	<u>91</u>
12	DISCUSSÃO	94
13	CONCLUSÃO	102
	REFERÊNCIAS	104
	ANEXOS	111

1 INTRODUÇÃO

A cirurgia de amputação de membros é considerada o procedimento cirúrgico mais antigo da humanidade. Inicialmente, as amputações ocorriam por traumas durante a caçada pela alimentação, automutilações em cerimônias religiosas, na captura de inimigos ou punições judiciais (SILVA, 1987). No século XX, as duas guerras mundiais apresentaram saldo considerável de amputados e trouxeram luz para o estudo e desenvolvimento de dispositivos para substituir o membro perdido, sendo esse período, o primeiro indutor no avanço de novas tecnologias desses dispositivos (BOWKER; MICHAEL, 2002).

Atualmente observa-se maior longevidade das pessoas em todo o planeta e, principalmente, nos países desenvolvidos e em desenvolvimento, aumentando também a incidência de patologias inerentes à idade mais avançada e hábitos de vida modernos (diabetes mellitus, vasculopatias, etc); avanços de técnicas conceptivas e no tratamento de muitos tipos de tumores ósseos primários com controle de sua evolução e, ainda o desenvolvimento da indústria, aumento populacional das cidades, maior acesso a bens motorizados e aumento da violência urbana. Tais fatores contribuíram para uma maior incidência de amputações e agora extensiva a todas as faixas etárias e classes sociais, dessa maneira maiores desenvolvimentos; nos últimos vinte anos, de estudos e dispositivos (próteses) para substituição do membro perdido e que atualmente buscam, não apenas substituir um membro, mas fornecer-lhe funcionalidade cada vez mais próxima da biomecânica fisiológica humana.

A amputação de um membro se reveste de uma maior dramaticidade e limitação das funções sensorio-motoras em pacientes quando ocorrem na juventude, ou seja, em idade economicamente ativa e plena virilidade sócio-recreativa. Nesse grupo de pacientes estão àqueles que possuem como etiologia, o trauma. São vítimas da violência urbana seja por acidentes no trânsito em seus mais diversos mecanismos, seja por agressão por arma de fogo, ou ainda, por acidentes de trabalho.

A reabilitação com protetização efetiva e com componentes de boa qualidade consiste no maior evento de recuperação com independência motora, retomada da autoestima, das atividades sociais de lazer e laboral. Tendo em vista a gravidade e dramaticidade da amputação de um membro como patologia, assim como, a incidência crescente e alto custo de uma prótese com componentes tecnologicamente avançados, existe a necessidade de uma reabilitação mais efetiva com diminuição do gasto energético e padrão da marcha mais

funcional. Considera-se como hipótese a potencial possibilidade de modelagem de joelhos microprocessados com auxílio da avaliação da marcha de amputados.

Estima-se que as amputações de membro inferior correspondam a 85% de todas as amputações, apesar, de não existirem informações epidemiológicas precisas (FERNANDES, 2004). O amputado transfemoral apresenta alterações anatômicas e funcionais importantes que se manifestam na marcha e nas atividades diárias. As principais causas de amputações em nosso meio são por doenças vasculares associadas ou não ao diabetes e por traumas de alto impacto (BARBOSA, 2010). A amputação em paciente jovem previamente hígido e em idade economicamente ativa impõe ao paciente uma grande alteração em sua trajetória de vida, como as alterações orgânicas (novo esquema corporal), psicológicas, sociais (de lazer e trabalho) e econômicas. O retorno desse paciente à sua vida pessoal, social e economicamente ativa ainda constitui um grande desafio para a medicina e a engenharia.

Vivenciam-se grandes avanços na projeção e confecção de próteses para todos os níveis de amputação, no entanto, ainda há uma grande limitação de acesso, pela maioria dos pacientes, às melhores tecnologias por causa dos seus altos custos, assim como, há por esse mesmo motivo uma maior precariedade de estudos nessa área quando comparada com outras áreas da ciência. Atualmente as próteses oferecidas pelo Sistema Único de Saúde (SUS) no Brasil apresentam joelhos com baixa atividade e não oferece uma funcionalidade adequada ao paciente jovem com alto nível de demanda física.

A baropodometria é o estudo de pressão que atua entre a superfície plantar e uma superfície de apoio. Usado frequentemente para a análise biomecânica da marcha e da postura (PARMAR, 2009). Os testes são tomados sequencialmente com a prótese mecânica, seguida da prótese microprocessada. Foi realizada análise estática (pressão média, pressão máxima, e estabilometria) e dinâmica (pressão média, pressão máxima, tempo de contato – fase de apoio, integral pressão/tempo).

Considerando a dimensão e as mudanças na vida de um jovem que é submetido a uma amputação, decorrente a um trauma, tumor ou má formação congênita e, dessa forma, o trauma como principal evento; considerando também a escassez de estudos científicos no mundo e, mais especificamente, no meio dos dispositivos de substituição ao membro amputado; considerando ainda a grande disparidade entre as próteses modernas e as que são oferecidas pelo SUS através da Lei nº 8742 de 7 de Dezembro de 1993 - Lei Orgânica de Assistência Social, Cap I, Art: 2º, inciso Id, incluído pela Lei nº 12.435 de 2011; Justifica-se

este estudo, com a finalidade de buscar e conhecer os mecanismos existentes para os pacientes amputados transfemorais, tendo como ponto de partida os joelhos protéticos por ser o principal item de uma prótese para esse grupo de paciente.

2 OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GERAL

O objetivo geral da pesquisa consiste em oferecer critérios técnicos para a modelagem de joelhos protéticos ativos com uso de microprocessadores, bem como, a comparação de requisitos funcionais com joelhos mecânicos, em amputados transfemorais vítimas de trauma.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Avaliação dos aspectos biomecânicos no paciente com amputação transfemoral pós-trauma;
- Avaliação da cinética e cinemática da marcha no paciente amputado com uso de joelho protético mecânico e eletrônico;
- Avaliação do comportamento do centro de massa em pacientes amputados transfemorais com prótese com mecanismo passivo (mecânico) e ativo (computadorizado);
- Determinar variáveis importantes no processo de modelagem para uma prótese ativa, através da utilização de uma plataforma de força (baropodômetro) e como podem ser realizadas com o auxílio de um microcontrolador.

3 POTENCIAL DE IMPACTO

O Brasil não apresenta tradição de estudos para desenvolvimento de tecnologias na área de reabilitação de amputados de membros superiores ou inferiores. Em parte, por não existir tradição de conflitos armados e de guerra, assim como, apenas recentemente ocorreu a modernização do país com acesso da população a bens motorizados. Porém o aumento da violência urbana e da longevidade da população constituem fatores de aumento do número de amputados. Desta forma este trabalho se propôs chamar a atenção dos médicos e engenheiros para essa área da reabilitação sendo um ponto de partida para os estudos envolvendo essa temática, principalmente na região Nordeste do país, já que esta apresenta centros de pesquisa de qualidade em engenharia e consiste o segundo polo médico do país. O mais significativo impacto, no entanto é social com possibilidade de criação e /ou ampliação de políticas públicas voltadas para essa faixa da população.

O país perde muito com a diminuição da capacidade de trabalho de um jovem amputado sem co-morbidade, pois apresenta limitações de desempenho laboral; Nesta situação o ser humano perde muito com a diminuição da capacidade recreativa, esportiva e de autoestima. Assim esse trabalho deve apresentar quais habilidades ou melhorias podem chegar a população em geral com a utilização de uma prótese ativa.

Finalmente procura-se na área da engenharia biomédica a parte multidisciplinar, capaz de oferecer subsídios e parâmetros biológicos na construção de próteses computadorizadas aos engenheiros elétricos, mecânicos, de materiais, de software, entre outros profissionais, para que estes possam ter um olhar diferenciado envolvendo a tecnologia e os requisitos funcionais do equipamento.

4 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

O termo amputação, do latim *ambi* = ao redor de/ em volta de e *putation* = podar/ retirar é a retirada cirúrgica ou traumática, parcial ou total, de um seguimento corpóreo (CARVALHO, 2003). Este procedimento é um dos mais antigos da história da medicina cirúrgica. Há indícios que existiram amputações há 45mil anos (CARVALHO, 2003). A mais antiga referencia escrita é um antigo poema indiano datado entre 3.500 e 1.800 a.C. Nas primeiras amputações, o membro era rapidamente seccionado com técnicas da guilhotina com machado e sem anestesia. Curativos com extrato de plantas com ópio, cânhamo e álcool eram realizados neste procedimento (MURDOCH, 1996). No simpósio de Platão (385 a.C), Hipócrates realiza a mais antiga descrição técnica de amputação através de ligaduras, entretanto esta técnica foi perdida durante a idade média e reintroduzida em 1529 por Ambroise Paré, cirurgião militar francês (SILVA, 1987). Avanços complementares tornaram-se possíveis pela introdução do torniquete em 1674 por Morel, a anestesia em 1846 por Morton e a anti-sepsia por Lister em 1867 (CANALE, 2013). Na primeira guerra mundial resultaram 300 mil amputados em toda a Europa. A técnica cirúrgica empregada priorizava cotos cônicos. Na segunda guerra mundial, os cotos já apresentam princípios biomecânicos mais funcionais e aprimoramento de componentes pré-fabricados. Em 1949, Ertl, desenvolve a técnica de osteoperiosteoplastia (JANOS, 2014). A partir das décadas de 60 e 80 aos dias atuais recomendam-se, para amputações mais distais, próteses com materiais mais leves, tipos de pés e joelhos individualizados (JANOS, 2014).

O número de amputações realizadas anualmente está aumentando, principalmente por causa do envelhecimento da população (CANALE, 2013). Em 2005, os EUA apresentam entre 30-40 mil amputados e estima-se que em 2050 serão aproximadamente 3,6 milhões (ZIEGLER, 2008). No Brasil, estima-se que a incidência de amputações seja de 13,9 por 100000 habitantes/ano. Só na cidade do Rio de Janeiro são realizadas 3600 amputações por ano (CARVALHO et al, 2005). Em Pernambuco, foi traçado, em 2010, o perfil clínico e epidemiológico dos pacientes amputados atendidos na Associação de Assistência à Criança Deficiente onde se observou maior frequência de amputações por causa vascular (55,73%), seguida de amputação traumática (29,18%), sendo o nível transfemoral (56%) o mais frequente (BARBOSA, 2010). As amputações ocorrem 85% dos casos nos membros inferiores, sem predileção de lado direito ou esquerdo. A causa mais frequente é a doença

vascular associada ou não ao diabetes e ocorre principalmente entre a quinta e sétima década de vida, seguida pelas amputações traumáticas que acomete com mais frequência em jovens (ZIEGLER, 2008). Outras causas de amputação são os tumores ósseos primários, infecções, malformações congênitas e membros submetidos os extremos de temperatura (CANALE, 2013).

Existem diferentes fatores envolvidos no resultado funcional após a amputação de uma extremidade sendo o nível do mesmo um dos mais importantes. Segundo a classificação da academia americana de cirurgiões ortopédicos, as amputações podem ser realizadas nas articulações e através das diáfises ósseas, assim a desarticulação interfalângiana, desarticulação de Linsfrank, desarticulação de Chopart, amputação tipo Syme, transtibiais, desarticulação do joelho, transfemorais e desarticulação do quadril, hemipelvectomy e pelvectomy são os níveis empregados nos membros inferiores (ESPINOZA; GARCIA, 2014). A porção remanescente do membro amputado denomina-se coto ou membro residual e este será a região que se adaptará a prótese. A prótese é o dispositivo utilizado para substituir externamente o membro amputado (SHURR, 2000).

Os amputados apresentam alterações anatômicas e funcionais. Nas amputações transfemorais ocorre diminuição da espessura óssea do fêmur com atrofia cortical, ainda ocorre hipotrofia dos músculos do quadril (JAEGERS, 1995). A amputação de qualquer parte dos membros inferiores altera a posição do centro de gravidade que será tanto mais alto quanto maior for à quantidade de massa perdida. A utilização de uma prótese tende a baixar o centro de gravidade para uma posição próxima do normal (ADRIAN, 1995). A locomoção humana é um fenômeno de extrema complexidade devido à quantidade de fenômenos individuais que ocorrem simultaneamente nos três planos do espaço (HEBERT, 2012). A marcha é uma atividade complexa que envolve o sistema nervoso central e periférico e todo o sistema músculo esquelético, ou seja, é uma tarefa funcional que exige interações complexas e coordenação entre muitas das principais articulações do corpo, especialmente da extremidade inferior do corpo humano (WHITTIE, 1996). Um ciclo de marcha completo é definido com o intervalo de tempo entre duas ocorrências sucessivas de um dos eventos repetitivos de andar. Apresenta duas fases: fase de apoio que corresponde há 60% do ciclo e a fase de balanço correspondendo os 40% do ciclo (ROSE, 2007). Pessoas que sofreram amputações têm incorporado alterações musculares nos músculos remanescentes e estratégias adaptativas para garantir um padrão de marcha suave e bem coordenado (CZERNIECKI, 1996). Um conceito

importante deve ser lembrado na análise de qualquer marcha patológica (incluindo a marcha daqueles que sofreram amputações) – é que a marcha de um indivíduo é otimizada para usar a menor quantidade de energia para percorrer a maior distância (PERRY, 1992). Tanto o nível de amputação quanto o material protético escolhido incidem na dinâmica da caminhada de um amputado com repercussão direta no custo energético da locomoção (TONON, 2005), na dinâmica da marcha e na mobilidade geral, nas quais terão repercussão nos esforços de locomoção (TONON, 2005).

O consumo energético durante a marcha do amputado pode ser avaliado por parâmetros biomecânicos e fisiológicos. Os principais parâmetros biomecânicos utilizados são: Velocidade na marcha, ângulo do joelho, reação de força vertical do solo, movimento do joelho, força do quadril e ângulo do tornozelo. Os principais parâmetros fisiológicos usados são volume de oxigênio (VO_2 ml/min/kg), eletromiografia (EMG) da atividade muscular dos membros inferiores e consumo de oxigênio (VO_2 ml/m/kg). Ainda podem ser observados parâmetros, tais como: Percepção subjetiva de esforços e nível de satisfação e conforto (SAGAWA, 2011).

A marcha patológica é modo ineficiente de locomoção e geralmente requer consideravelmente mais energia do que uma marcha normal. Pacientes podem realizar diversos tipos de movimentos anormais para minimizar seu consumo de energia. Dois métodos de otimização de energia existem: Os que envolvem transferência de energia e os movimentos que minimizam o deslocamento do centro de gravidade (KISLNER, 2013). A marcha possui seis determinantes (conjunto multifatorial): Rotação pélvica, obliquidade pélvica, flexão do joelho na fase de apoio, mecanismos de rolamento do tornozelo, mecanismos de rolamento do pé, deslocamento lateral do corpo (KISLNER, 2013). As observações de séries de irregularidades nestes determinantes fornecem conhecimento sobre a variação individual e uma avaliação dinâmica da marcha patológica. A marcha patológica pode ser vista como uma tentativa de realização do mínimo de consumo de energia possível exacerbando os movimentos dos níveis não afetados ou através de compensações. A compensação é razoavelmente eficaz com a perda de um determinante, sendo que o do joelho é o mais importante. A perda de dois determinantes leva a compensação efetiva impossível e o triplo de gasto energético (HEBERT, 2012).

Após a amputação do membro inferior, o paciente deve iniciar reabilitação para a utilização de uma prótese (mecanismo de substituição de um membro ou órgão). A prótese é

composta por diversos componentes dependendo do seu tipo e nível de amputação. Nas amputações transfemoraístemos: o pé protético, módulos ou pilão em madeira, joelho protético, conectores e encaixe protético. Existe um número variável com custos efetivos variáveis desses componentes (HAFNER, 2002). A pessoa que sofreu amputação transfemoral deve lidar com a perda do pé, tornozelo e joelho. A maior preocupação desse paciente é a prevenção da flambagem do joelho. Além dos componentes reais e alinhamento do joelho para adicionar estabilidade, a biomecânica da marcha são alteradas para proporcionar estabilidade adicional (KISLNER, 2013).

Não se observa, até o momento, consenso entre os médicos (ortopedistas, fisiatras) e protesistas sobre o principal critério a ser utilizado na prescrição de uma prótese no qual ofereça ao paciente habilidade e supra suas necessidades. Por tanto, as próteses dos membros inferiores são prescritas usualmente com base na experiência do profissional. De outra forma, as políticas de saúde requerem objetividade e critérios confiáveis para prescrição desse dispositivo, exemplo – prótese com joelho mecânico versus joelho microprocessado, os custos podem variar amplamente (GERZELIS; TORBICA; FATTORE, 2009). Alguns países já possuem políticas de saúde claras voltados para atenção a esses usuários (GERZELIS; TORBICA; FATTORE, 2009).

Amputações secundárias ao trauma representam uma fonte importante de incapacidade permanente e limitação funcional entre adolescentes e jovens adultos em idade produtiva. No mínimo a perda do membro leva a um declínio parcial da função motora. Na maioria das vezes, no entanto, os prejuízos decorrentes são significativos o suficiente para afetar o emprego e a qualidade de vida de 40 à 50 anos da vida restante de um jovem amputado. Apesar da importância da prevenção primária e da reabilitação nas amputações traumáticas pouco se sabe sobre a evolução funcional em longo prazo desses pacientes (PEZZIN, 2000). Estudos relatam estratégias de recrutamento muscular para a marcha e mudança na estabilização articular após a amputação além de diferenças na força da coxa e circunferência entre membros amputados e não amputados (SHERK, 2010). Perda de força e atrofia muscular em pacientes com amputação estão inter-relacionados e o grau de alteração pode depender do nível de amputação e o comprimento do membro residual. Quantificar alterações nos tecidos moles após a amputação é importante para avaliar a eficácia de programas de reabilitação para melhorar a capacidade de transferir, deambular em terreno variado (escadas, rampas, descidas, terrenos irregulares), e manter o equilíbrio principalmente em pacientes

jovens que desejam participar de atividades recreativas ou profissionais, as quais exigem altos níveis de mobilidade (BELANY et al, 2009).

O objetivo da prescrição da prótese é escolher componentes protéticos que irão ajudar a otimizar a qualidade funcional de vida, minimizando riscos, de acordo com as habilidades e necessidades do paciente. A experiência clínica e bom senso continuará a ser vitais para nortear a prescrição protética (MORGENROTH, 2013). Há muitos elementos de uma história completa e exame físico que devem ser observados na prescrição dos componentes protéticos, em especial o joelho. Pode-se considerar como elementos pertinentes da história clínica: presença de có-morbidades, atividade e condicionamento físico do paciente antes da amputação, uso de dispositivos de apoio (muletas axilares, muletas canadenses, andadores) na marcha após amputação, presença de fatores limitantes da marcha (fadiga, dispnéia, dor), deambulação em terrenos irregulares, íngremes, atividades da vida diária, objetivos e expectativas do paciente. Ainda deve ser observado se o paciente já faz uso ou não de prótese, presença de limitação motora, nível de amputação, ocupação e as exigências físicas de sua atividade laboral ou recreativa, ajuste adequado do encaixe protético (SENEFONTE, 2012). No exame físico deve ser observado no coto de amputação: forma (arredondado, cilíndrico, cônico), tonicidade (normotônico, flácido), comprimento, condições de pele (eutrófica, ressecada, presença ou não de ferimentos, aderida ou não ao coto, excesso distal à extremidade óssea), cicatriz (localização e qualidade), neuroma (indolor, doloroso), presença de deformidade articulares e/ou contraturas musculares, presença de dor fantasma, força muscular, equilíbrio estático e dinâmico, altura e peso do paciente (FERNANDES, 2004).

Atualmente existem grandes avanços no desenho, construção, tipo de material utilizado e dos componentes protéticos. As próteses transfemorais podem ser de dois tipos: Exoesquelética ou convencionais (face de ligação entre os componentes confeccionados em madeira) ou endoesqueléticas ou modulares (face de ligação entre os componentes constituídos por módulos que podem ser em aço, alumínio, titânio ou carbono). Os componentes de uma prótese são: Encaixe protético (realiza interface coto-prótese), Conectores (Liga o encaixe ao módulo e o módulo ao pé protético), joelho protético, pé protético, além dos módulos. Há uma grande discussão sobre qual o tipo de material é o mais adequado para confecção do encaixe, ou seja, fabricar uma interface leve e resistente. Em muitos casos utilizam-se os materiais termoplásticos reforçados conhecidos como compostos. Materiais pré-forma de materiais têxteis, forma de tranças e outras formas geométricas são

utilizadas em combinação com resinas termofixas para proporcionar resistência, durabilidade e ajustabilidade. Não existem normas de fabricação nessa área e combinações de materiais são realizadas por cada fabricante ou técnico (TAYLOR, 2005). Os joelhos protéticos estão divididos em dois grandes grupos, de acordo com seu mecanismo de ação: Mecanismo monocêntrico e mecanismo policêntrico, que por sua vez se subdividem seguindo o tipo de atuação, dos quais depende diretamente do controle que tenha o usuário sobre a prótese durante a marcha tanto na fase de apoio como na fase de balanço (GOMEZ, 2013). Atualmente há mais de 50 modelos de pés protéticos disponíveis, alguns são projetados para tarefas determinadas como prática esportiva, muitos são a prova d'água e feitos de materiais leves como o plástico, o silicone, ligas metálicas e componentes de fibra de carbono. Pés protéticos podem ser básicos (fixos), articulados (movendo-se em uma ou mais direções) ou de resposta dinâmica (realiza armazenamento e retorno de energia durante a marcha, dando uma sensação de “impulso”, muito próximo ao pé humano). Os pés protéticos atuais podem ter dedos do pé separado (hálux do segundo dedo) e calcanhar ajustáveis para absorção de choque (HIGHSMITH, 2007).

Um modelo é uma representação de um objeto ou sistema. A sua finalidade é ajudar explicar, compreender ou melhorar um sistema. Um modelo de um objeto pode ser uma réplica exata deste ou uma abstração das principais propriedades do objeto. É utilizado para auxiliar a organização de idéias e categorização de conceitos. Para a realização de modelagem de um sistema biológico faz necessário o intercâmbio dos profissionais que atuam na área da medicina e engenharia dadas as dificuldades enfrentadas por cada componente dos termos próprios de cada área (BUDAKER, 2011). Geralmente um modelo do corpo humano é representado como uma cadeia de corpos rígidos, designados segmentos, interligados através de juntas. Os segmentos podem ser representados por linhas, poliedros, cilindros ou superquadráticos. A junta liga os segmentos através de movimentos rotacionais em torno dos eixos. O número de parâmetros de rotação independentes definirá o número de graus de liberdade associados a uma determinada junta (SAPPA, 2005). Os requisitos para os modelos individuais do sistema de prótese de joelho são realizadas com base em análises do sistema biológico “joelho”, por análise da marcha e com base em análise de sistemas de próteses existentes (BUDAKER, 2012). O estudo das características dinâmicas da marcha humana por meio de modelos de computador pode fornecer informação valiosa para uma ampla variedade de aplicações, incluindo o desenho de próteses de membros inferiores. A maioria das

investigações recentes sobre a modelagem da marcha do amputado transfemoral tem sido quase exclusivamente para avaliação de novos componentes e conceitos de próteses para melhorar as características da marcha. Em particular, os controladores avançados em microprocessadores ganham muita atenção (SHANDIZ, 2013). Nas últimas décadas tem sido grande o progresso em diferentes tecnologias referentes ao desenvolvimento de prótese, onde existe certo número de sistemas eletrônicos protéticos controlados (microcontrolados) ativamente. O sistema mais conhecido é o joelho C-Leg da Ottobock® (Figura 1). Nele um sistema hidráulico é controlado eletronicamente por um pistão permitindo o ajuste eletrônico para adaptação em situações diversas (OTTOBOCK, 2010).

Figura 1. Joelho microprocessado C-Leg da Ottobock®



Fonte: Arquivo da pesquisa

Embora o papel do encaixe, do complexo de módulos e do pé protético seja importante

e afetem o desempenho dos amputados transfemorais durante a marcha, a função da articulação do joelho é mais importante (TAHERI, 2012). É fundamentalmente aceito que a articulação do joelho de uma prótese deve ter uma dupla função: realizar o controle da prótese durante o repouso em pé e a mobilidade durante a fase de balanço (FITZLAFF, 2002). Os joelhos protéticos atualmente encontrados no mercado se diferenciam pelo tipo de tecnologia empregada e são basicamente os que não utilizam microprocessadores (joelho com trava manual - geriátrico, joelho mecânico - passivo ou autobloqueio, hidráulico, pneumático) e os que utilizam os microprocessadores (hidráulico e pneumático de controle eletrônico) (BOCOLINI, 2000). Desses são oferecidos pelo Sistema Único de Saúde (SUS) apenas os modelos com trava manual e mecânicos passivos.

Os dispositivos protéticos do joelho do tipo mecânicos monocêntricos passivos (figura 2) são ainda hoje muito prescritos para amputados transfemorais. Este dispositivo incorpora um bloqueio dependente da carga ou função de freio, o que fornece estabilidade durante a fase de apoio da marcha, bloqueando o joelho em extensão no contato inicial do pé no solo (primeiro evento da fase de apoio da marcha).

Figura 2. Joelho mecânico monocêntrico de mecanismo passivo



Fonte: Arquivo da pesquisa

Esta característica mantém o joelho na extensão completa ao longo da fase de apoio. Na fase final do apoio (desprendimento do antepé do solo), o bloqueio ou função de freio é liberado para permitir a flexão do joelho durante a fase de balanço com magnitude e o índice de flexão do joelho controlado por um dispositivo de amortecimento (LYTHGO, 2010). Este tipo de joelho protético geralmente restringe o movimento de linha reta em terrenos planos e sem obstáculos ou um único obstáculo de subida e de descida (JONES et al, 2005). A principal diferença entre um joelho mecânico e um microprocessado pode ser caracterizada por dois atributos: (1) O joelho microprocessado deve ser capaz de receber vários aspectos do seu estado por meio eletrônico, podendo incluir (mas não estão limitados) a posição dos conjuntos no espaço, direção do movimento e força de reação do solo; (2) O joelho microprocessado também deve ser capaz de alterar (adaptar) em si com base nas informações detectadas, através de um computador embarcado (microcontrolador) que contém um algoritmo e altera a resistência ou a assistência do joelho, a diversos tipos de terrenos e situações. Joelhos que não incluem esses dois atributos são, por consenso, considerados unidades mecânicas. Portanto, um joelho microprocessado é um sistema que inclui um computador para controlar um mecanismo que detecta as necessidades específicas do utilizador e adapta-se a programar funções variáveis e complexas (GARY, 2013). Os joelhos protéticos controlados por microprocessadores têm sido desenvolvidos por várias empresas e países, incluindo a prótese inteligente (IP) (Blatchford, Reino Unido), o Adaptive (Endolite, Inglaterra), o Rheo (Ossur, Islândia), o C-leg, Genium Bionic, o X2 e X3 (Ottobock, Alemanha) e Seattle Knees (USA). O Brasil ainda não possui nenhuma empresa ou centro de pesquisa com tecnologia para o desenvolvimento desses joelhos. Estes dispositivos são equipados com um sensor que detecta quando o joelho está em extensão completa e ajusta automaticamente a fase de balanço permitindo um padrão de marcha mais natural e velocidades variadas. Outros benefícios potenciais desse joelho seriam o controle das fases de apoio e balanço da marcha; reconhecimento, por sensores, de um tropeço enrijecendo-o evitando a queda; melhora, com menor gasto energético, da capacidade de subir e descer escadas e rampas e melhor desempenho em terrenos irregulares (GOLDFARB, 2013). Os joelhos microprocessados são um grupo heterogêneo, alguns controlam apenas a fase de apoio, outros apenas na fase de balanço e outros as duas fases da marcha, apoio e balanço. Um joelho controlado por microprocessador pode ser considerado clinicamente necessário em pacientes amputados que satisfaçam os seguintes requisitos: necessidade demonstrada para

deambulação de longa distância, com taxas variáveis ou necessidade para deambulação normal em terrenos irregulares ou regulares com uso de escadas; capacidade física, incluindo cardiovascular adequada e reserva pulmonar para locomoção com velocidade próxima ao normal e capacidade cognitiva suficiente para domínio no uso e cuidados dos programas computadorizados. Dada à diferença de custo geralmente substancial entre os joelhos microprocessados e os joelhos mecânicos, a prescrição só se justificará quando houver pleno conhecimento de seu mecanismo de ação e funcionalidade (SENEFONTE, 2012).

O trauma é uma grande pandemia da vida moderna e, ao que parece, veio para ficar. Cada vez mais o número de vítimas sobe, e estas com uma característica preocupante, que é envolver uma faixa etária que compreende adultos jovens e economicamente ativos (SENEFONTE, 2012). Como se entende de seu significado, a amputação é uma condição de caráter permanente, que caso não realize a reabilitação necessária, constituirá numa causa de severo impedimento das atividades cotidianas e fator importante de exclusão social.

4.1 PRÓTESES PARA AMPUTADOS DE MEMBROS INFERIORES

4.1.1 Visão geral

O mais antigo membro artificial conhecido foi uma perna de cobre e madeira descoberto em Capri, na Itália, em 1958, supostamente confeccionada cerca de 300 aC, que infelizmente foi destruída durante um bombardeio em Londres na segunda guerra mundial (SELINCOURT, 1954 *apud* BOWKER; MICHAEL, 2002).

Próximo do final da Segunda Guerra Mundial, amputados em hospitais militares norte-americanos começaram a expressar uma decepção com o desempenho proporcionado por seus membros artificiais, sendo a conferência de cirurgiões ortopedistas organizada pela Academia Nacional de Ciências (NAS) em 1945 e o lançamento de um programa nacional coordenado para amputados, o marco para desenvolvimento de próteses modernas (BOWKER; MICHAEL, 2002).

Um programa de membros artificiais deve ser pensado para atuação de equipe multidisciplinar, onde o médico ortopedista fornece aos engenheiros os aspectos anatômicos e biomecânicos das articulações e seguimentos corporais como critérios para o desenvolvimento de modelos e protótipos com uso de materiais modernos e biocompatíveis

que substituam um membro perdido (SELINCOURT, 1954 *apud* BOWKER; MICHAEL, 2002). Atualmente existem na Europa e América do Norte, programas de educação formal para desenvolvimento de novas tecnologias em próteses.

4.1.2 Evolução das próteses de membros inferiores

As primeiras próteses produzidas nos períodos pós-guerras eram confeccionadas em uma combinação de madeira e couro com uma forma cônica inferior. O peso do paciente durante a fase de apoio da marcha era transferido para a coxa (sistema esquelético e coxa), no entanto evoluíam com dor e problemas dermatológicos. A partir da década de 1980 desenvolveu-se um encaixe com contato total e de contenção isquiática.

Para superar algumas deficiências da madeira (peso, dificuldade de manipulação) e do couro (absorção de transpiração e dificuldade de mantê-lo limpo) foi introduzido o uso de resinas termofixas para laminação, plásticos termoformados e polipropilenos nos encaixes, além de módulos em aço, alumínio e titânio nas conexões (MOONEY, 1972 *apud* BOWKER; MICHAEL, 2002). O controle da perna na fase de balanço é tão importante quanto o controle da fase de apoio em próteses de membros inferiores. Inicialmente, o controle da prótese na fase de balanço nas amputações transfemorais ocorre por atrito sobre o parafuso do joelho (joelho de constante atrito) propiciando uma marcha com apenas uma cadencia para uma dada quantidade de fricção (BOWKER; MICHAEL, 2002).

Na década de 50, Stewart desenvolve um sistema utilizando princípios hidráulicos para travar o joelho no contato e proporcionar movimentos coordenados entre o joelho e o tornozelo durante a fase de balanço e posteriormente na fase de apoio (BERLEMONT, 1969).

Para superar os altos custos do joelho hidráulico, a Universidade da Califórnia desenvolveu um sistema de controle pneumático do joelho mantendo características semelhantes (WILSON, 1968 *apud* BOWKER; MICHAEL, 2002).

Os joelhos microprocessados surgiram na década de 70 no Instituto de Tecnologia de Massachusets. Utilizam inteligência computacional para controlar o torque de resistência ou amortecimento sobre a articulação do joelho e oferecem várias vantagens sobre os joelhos mecânicos (passivos) (POPOVIC, 2000).

Motivado por atividades de pesquisas acadêmicas, um pequeno número de empresas introduziu amortecedores controlados em joelhos eletrônicos para uso clínico. Entre estes está

a Ottobock® com o C-Leg (utilizado nessa pesquisa). O C-Leg é um joelho hidráulico microprocessado que detecta a posição do joelho, torque e força do tornozelo no contato com o solo fornecendo amortecimento ajustável para flexão e extensão durante a marcha. Ainda oferece controle do amortecimento na fase de apoio na marcha (KASTNER, 1999). O joelho microprocessado C-Leg necessita de um período de adaptação para utilização adequada pelo paciente quanto aos níveis do amortecimento oferecidos por ele, o que introduz ainda uma limitação, já que esses níveis são pré-determinados por um protético impossibilitando maiores adaptações e perturbações variadas (travamento do joelho) e/ou imprevistas.

4.1.3 Joelhos protéticos

4.1.3.1 Joelhos passivos

A articulação do joelho é a parte mais importante do membro inferior. A ação muscular fornece energia para um joelho de duas maneiras: força ativa aplicada pela contração e rigidez variável. Nos joelhos passivos apenas a segunda característica está presente. Os joelhos protéticos passivos podem ser classificados de duas maneiras: passivos simples e semi-passivos. Nos passivos simples não há controle automatizado sobre a rigidez. Nos joelhos mecânicos o nível de rigidez pode ser ajustado manualmente durante o rolamento de peso impedindo a flambagem e o tropeço através de: I) trava manual, II) mecanismo de auto-bloqueio ativado pelo peso do paciente, III) resistência de fluido, ou IV) policêntrico.

No joelho de trava manual (geriátrico – Figura 3), um cabo de liberação remoto é utilizado nesse dispositivo para fornecer estabilidade na extensão do joelho. Há alto gasto energético durante a deambulação. No joelho com sistema de auto-bloqueio, uma fricção constante é utilizada para fornecer grande estabilidade durante a fase de apoio. Transferindo o peso para o joelho, esta ativa um freio incorporado que impede sua deformação (Figura 4). Nos joelhos hidráulicos ou pneumáticos que utilizam a resistência de fluidos proporcionam resistência variável, possibilitando ao amputado diferentes velocidades da marcha. Joelhos hidráulicos são mais eficientes que os pneumáticos, no entanto, os pneumáticos são mais leves e mais baratos. Os joelhos policêntricos possuem vários eixos de rotação. Estas próteses são cineticamente bloqueadas durante o médio apoio para proporcionar estabilidade. O SUS no Brasil oferece as próteses com joelhos exclusivamente passivos geriátricos, mecânicos

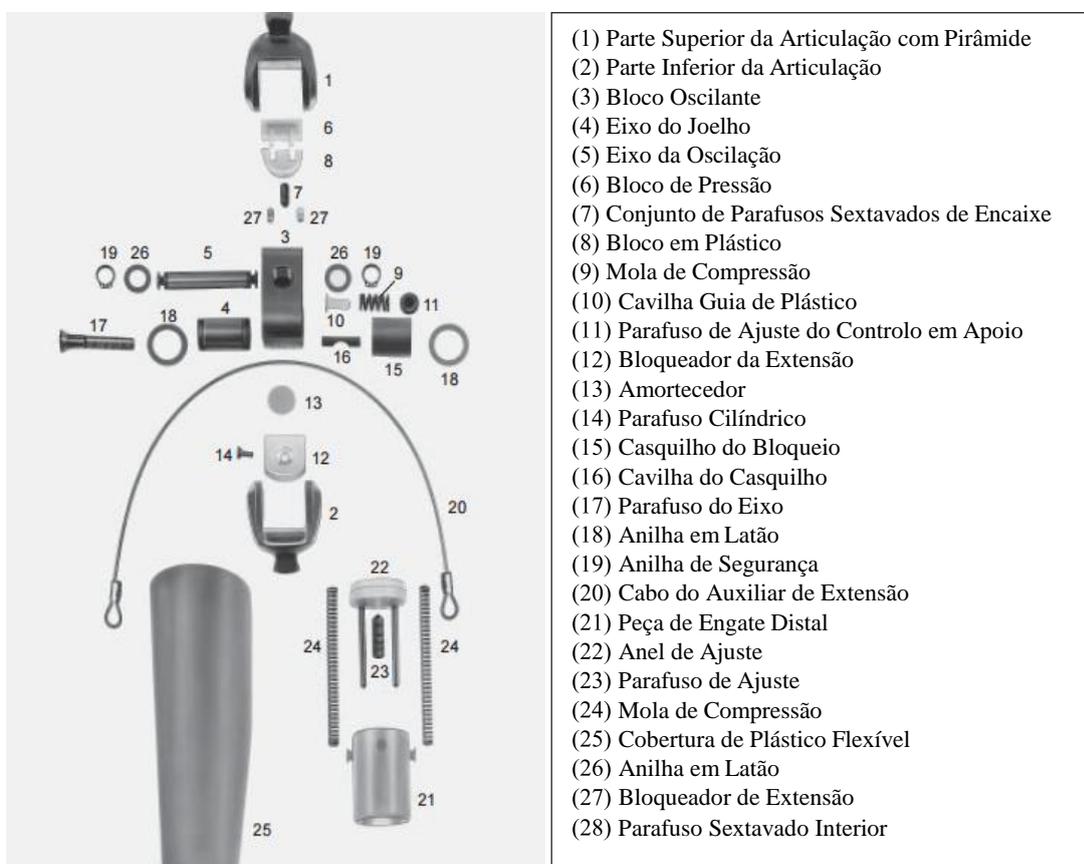
monocêntricos com auto-bloqueio e mecânicos policêntricos.

Figura 3. Joelho com uso de trava manual - geriátrico



Fonte: Arquivo da pesquisa

Figura 4. Componentes do joelho mecânico 3R15 e suas peças sobresselentes



Fonte: Catálogo Ottobock®

O joelho mecânico monocêntrico com autobloqueio (modelo utilizado nessa pesquisa) possui um trancador de fricção na fase de apoio, sendo a carga imposta pelo paciente no contato inicial com o solo, o ativador. Esse tipo de joelho é mais utilizado para adaptação protésica e indicados para pacientes com exigências funcionais moderadas e que pesem até 100Kg. As fases de apoio e balanço podem ser ajustadas separadamente através da força auxiliar de extensão, fricção e ação de bloqueio que depende da carga que lhe é submetida. A extremidade do eixo e frenagem oscilante semi-eixo criam uma conexão entre a parte superior e inferior do conjunto agindo com freio dependendo da carga, com isso, garante a fase de apoio com ação combinada com deslocamento posterior (Figura 5). Para o controle da fase de balanço ajusta-se a fricção do eixo e a força elástica do impulsor.

Figura 5. Mecanismo de autobloqueio da prótese mecânica



Fonte: Catálogo Ottobock

Nos joelhos com mecanismos semi-passivos há um microcontrolador com base passiva mudando a resistência do joelho (amortecimento ou rigidez) com base na informação

sensorial (ZLATNIK, 2002).

4.1.3.2 Joelhos ativos

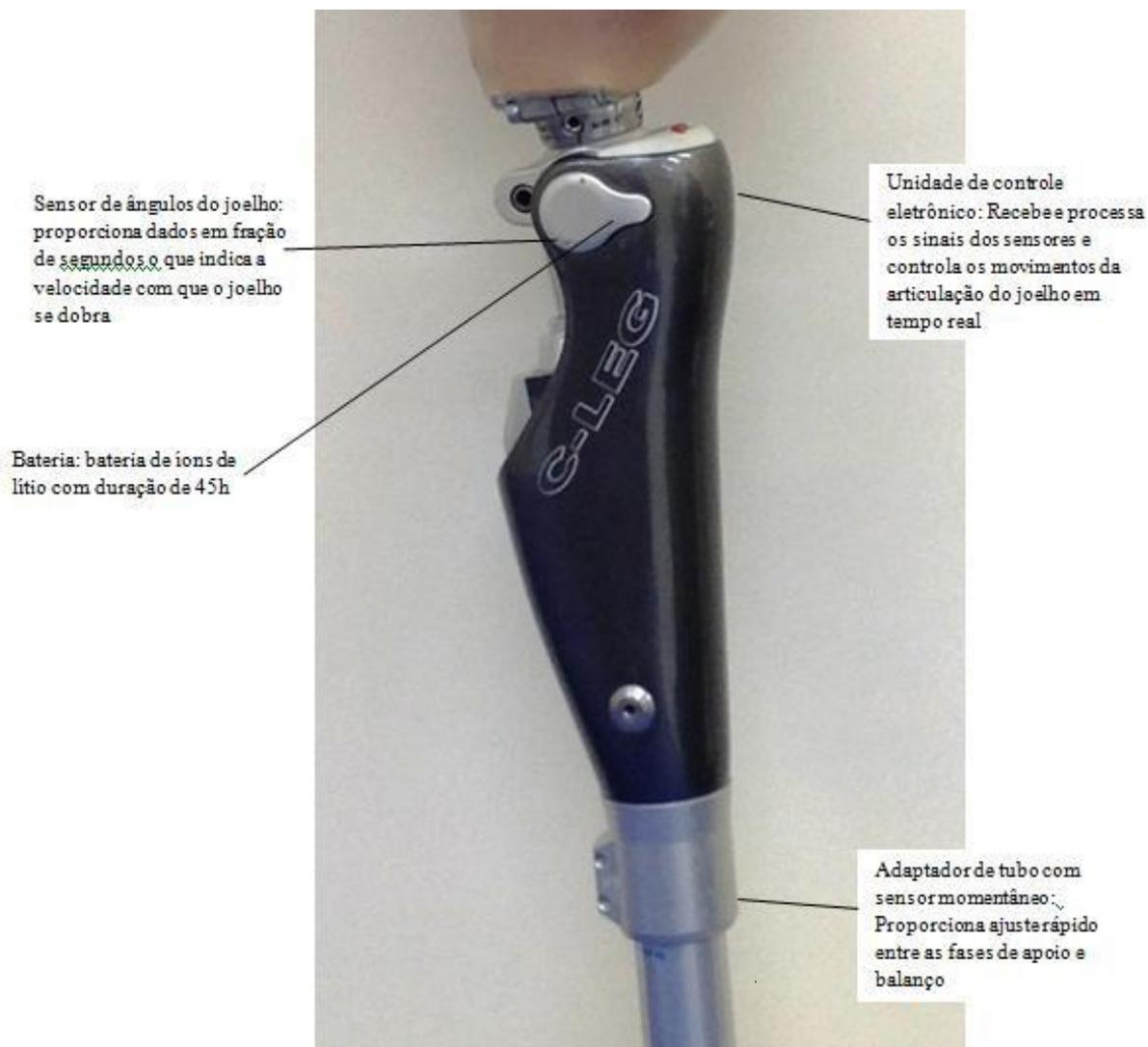
Joelhos hidráulicos e pneumáticos foram desenvolvidos com alimentação de energia externa (STEIN, 1998). O joelho pneumático controlado por computador para alterar impedância dos atuadores foi desenvolvido onde um cilindro pneumático fornece a flexão do joelho durante a fase de balanço. Neste tipo de prótese o microprocessador controla a velocidade do balanço da perna protética (SUP, 2008), que pode ser realizado através de dispositivos do tipo acelerômetros.

Os joelhos eletrônicos podem ser programados para detectar comportamento patológico na marcha e reagir apropriadamente utilizando informação sensorial em tempo real. Dessa forma podem detectar precocemente o momento adequado para a flexão do joelho e seu reposicionamento no solo, sendo uma característica importante da marcha normal para absorção de energia, o que não é possível com a prótese mecânica (GARD, 1999); assim como oferecem diferentes níveis de amortecimento durante a fase de balanço proporcionando diferentes velocidades da marcha. Esse tipo de joelho pode detectar terrenos irregulares, rampas e escadas.

O joelho C-leg (modelo de joelho utilizado nessa pesquisa) é um joelho hidráulico monocêntrico com fase de apoio e balanço totalmente controlado por microprocessador (Figura 6a). Esse tipo de joelho apresenta um dispositivo do tipo extensiomêtro, no adaptador do tubo, para medir momento de flexão anterior e posterior. Um sensor de ângulo do joelho ou um acelerômetro (giroscópio) mede o ângulo de flexão e velocidade angular da articulação do joelho e tiras de medição que se estendem no tubo adaptador. Estas grandezas de medição são transmitidas para um microprocessador que, em tempo real, calcula a resistência do movimento necessário controlando as válvulas hidráulicas (pistão) de abertura e fechamento para fornecer a flexão e extensão necessária para o amortecimento. Atualmente encontra-se na segunda geração. Os joelhos de primeira geração apresenta conexão com encaixe com núcleos de ajuste, enquanto os de segunda geração, a conexão é rosqueada. (Figura 6b).

Figura 6. Joelho C-leg: A) Joelho Microprocessado C-leg, modelo 3C88-1 – Utilizado na pesquisa; B) componentes do joelho C-leg

Figura 6A. Joelho Microprocessado C-leg, modelo 3C88-1 – Utilizado na pesquisa



Fonte: Arquivo da pesquisa

Figura 6B. Componentes do joelho C-leg



Fonte: Catalogo Ottobock®

Os tubos adaptadores da prótese suportam 125Kg (Tabela 1). O C-leg possui dois modos de atuação: uso diário e padrões especiais (prática de ciclismo, patins, tilha).

Tabela 1. Características técnicas do C-leg

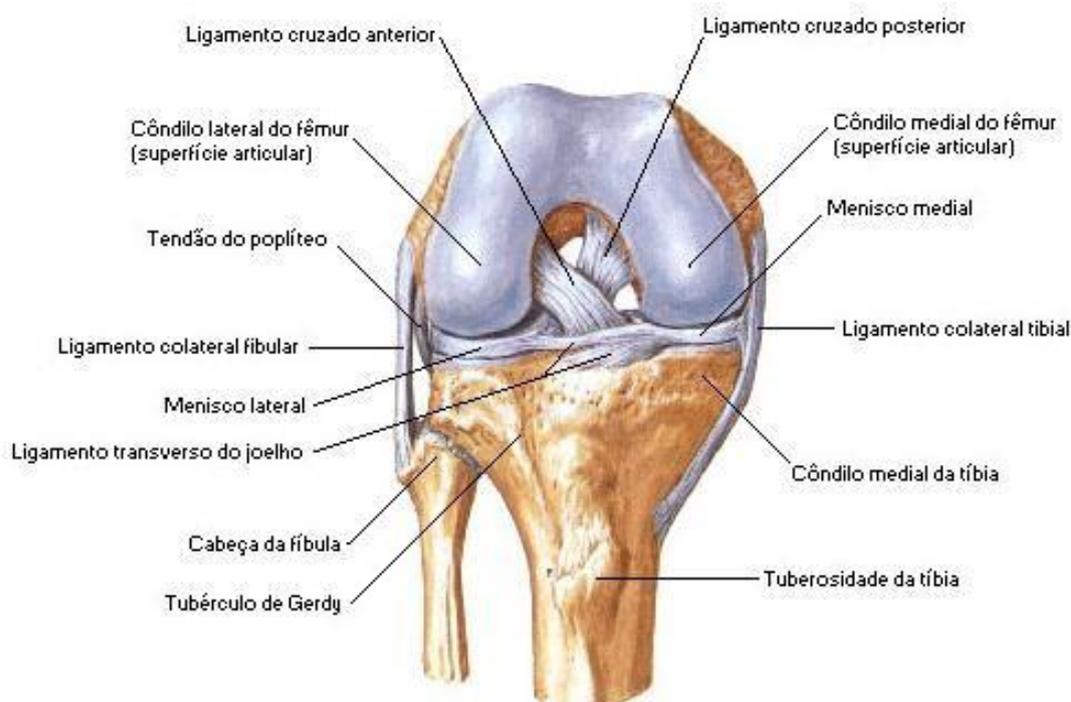
Característica	Joelho C-leg 3C88-1
Conexão proximal	Conexão rosqueada
Conexão distal	Abraçadeira de tubo
Peso (sem adaptador de tubo)	1147g
Altura do sistema	214 mm
Altura proximal do sistema até o ponto de referência de montagem	23 mm
Altura distal do sistema até o ponto de referência de montagem	191 mm
Ângulo de flexão do joelho	125°
Material	Carbono
Grau de mobilidade	3+4
Peso corporal máximo	125Kg

Fonte: Catalogo Ottobock®

5 ANATOMIA E BIOMECÂNICA DO JOELHO

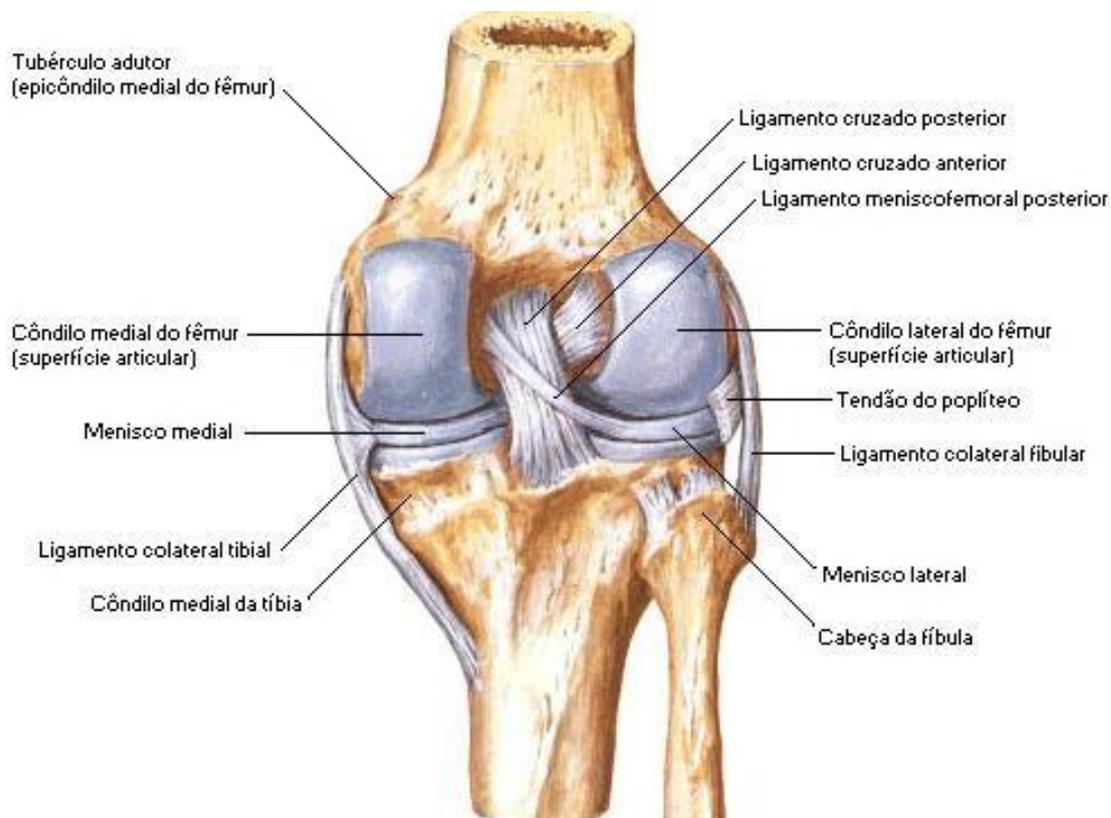
O joelho é a maior articulação do corpo humano, a mais exposta a carga e a mais exigida biomecanicamente. Seus limites anatômicos são o fêmur distal, tibia e fíbula proximais. É constituído ainda pela patela (maior osso cesamóide do corpo), ligamentos, cápsula articular, menisco medial e lateral, e músculos (Figuras 7 e 8).

Figura 7. Vista anterior do joelho



Fonte: Netter (2000).

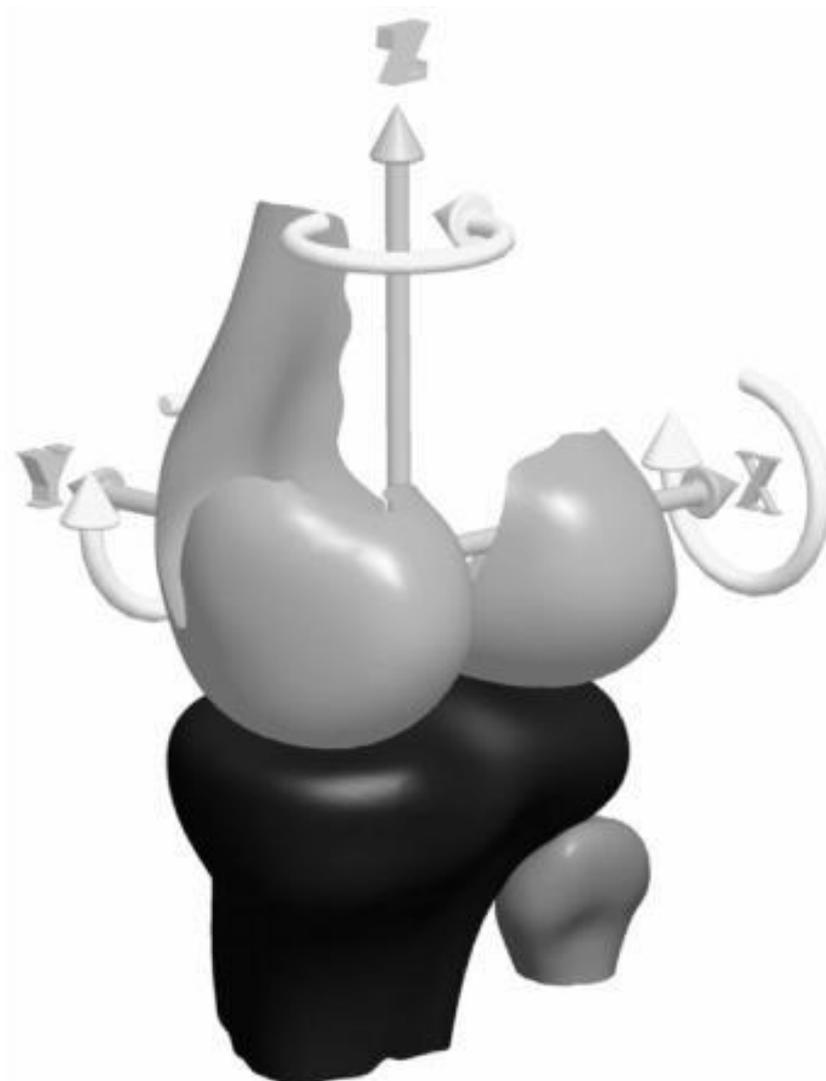
Figura 8. Vista posterior do joelho



Fonte: Netter (2000).

Em termos cinemáticos, o joelho é um sistema articulado com seis graus de liberdade, permitindo movimentos combinados e independentes de rotação e translação sendo a flexo/extensão o principal movimento (rotação em torno do eixo X). Os demais graus de liberdade são as translações superior/inferior (translação ao longo do eixo Z) medial e lateral (translação ao longo do eixo Y) e rotações interna/externa (rotação em torno do eixo Z) e abdução/adução (rotação em torno do eixo Y) (TRILHA JUNIOR et al, 2009) (Figura 9).

Figura 9. Biomecânica do joelho: graus de liberdade de movimentos



Fonte: Trilha Júnior et al (2009)

A posição mais estável do joelho é em extensão completa, pois todos os seus ligamentos estão tensos. Existem os estabilizadores estáticos (ligamentos, geometria óssea, meniscos) e dinâmicos (músculos) da articulação. O ligamento cruzado anterior (LCA) é o principal estabilizador estático anterior do joelho, responde por 75-85% da contenção do deslocamento anterior da tíbia em relação ao fêmur (GROOD, 1981) Considerando todos os movimentos, o ligamento cruzado posterior é o principal estabilizador estático dessa articulação.

A estabilidade dinâmica anterior do joelho é realizada principalmente pela ação dos músculos isquiotibiais que impedem o deslocamento anterior excessivo da tibia (COHEN, 2003). Os músculos quadríceps (principalmente o vasto medial oblíquo e o vasto lateral),

assim como o trato íleotibial completam a estabilidade dinâmica do joelho.

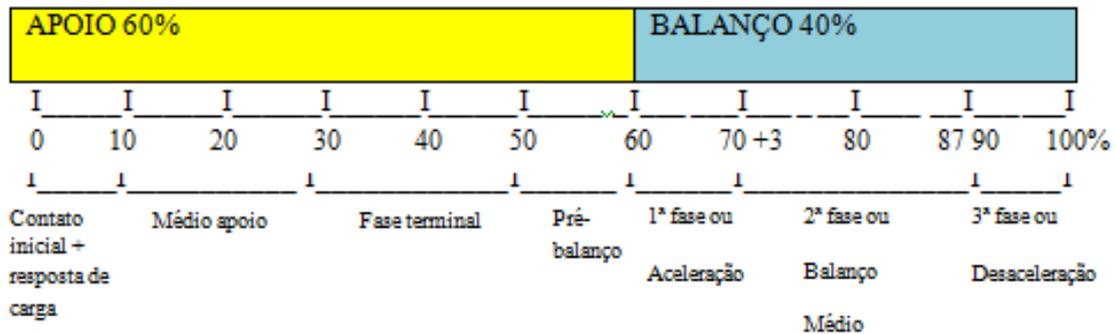
Na flexo/extensão, a medida que o joelho passa por seus graus de flexão e extensão, o eixo mediolateral imaginário, por meio do qual o movimento ocorre, muda para cima e para baixo no fêmur. O ângulo normal de flexão varia de 130° a 150° e deve estender-se até 0° (linha reta). O joelho ainda realiza 10° de rotação interna e 10° de rotação externa (EVANS, 2003).

6 MARCHA HUMANA

6.1 MARCHA NORMAL VERSUS MARCHA DO PACIENTE AMPUTADO

A locomoção humana é realizada na postura bípede e é referida na literatura como marcha. A principal função da marcha é promover a transferência do corpo de modo suave e eficiente através do espaço. Esta forma de transferência consiste no avanço alternado de um membro inferior, enquanto o outro atua no suporte de peso corpóreo (SUTHERLAND, 1992). A marcha humana é resultado de complexa interação entre o sistema nervoso e o músculo esquelético. A marcha é mais adequada quando há maior deslocamento com menor alteração do centro de massa, representando um menor consumo de oxigênio e menor gasto energético. Existem atualmente três teorias principais sobre a biomecânica da marcha: Teoria do pêndulo invertido, teoria dos seis determinantes da marcha e teoria da marcha dinâmica. Segundo o modelo do pêndulo invertido, a marcha humana pode ser comparada a um mecanismo semelhante a um pêndulo, sendo a energia cinética convertida em energia potencial gravitacional e vice-versa com conservação de mais de 60-70% da energia mecânica necessária (paradigma do pêndulo invertido) (CAVAGNA; MARGARIA, 1966). Na teoria dos determinantes da marcha acredita-se que um conjunto de mecanismos são responsável pelo evento da marcha: Rotação pélvica, inclinação da pelve, flexão do joelho na fase da apoio unipodal, deslocamento angulares do pé e joelho, deslocamento lateral da pelve. A teoria da marcha dinâmica é uma extensão da teoria do pêndulo invertido com o movimento da pelve descrevendo um arco (SOUZA, 2010).

O ciclo da marcha corresponde ao passo, ou seja, o evento de um membro (toque inicial do pé no solo) até a próxima ocorrência de mesmo evento no membro ipsilateral (ROSE, 2007). A passada corresponde a dois passos sequenciados e a cadência relaciona-se ao número de passos por unidade de tempo (ROSE, 2007). Os eventos da marcha são: Contato inicial do pé no solo, contato total do pé (há resposta de carga – intervalo durante o qual a planta do pé entra em contato com o chão e o peso do corpo é aceito sobre o membro de sustentação – 10 a 12% do passo), desprendimento do pé oposto, médio apoio do pé, desprendimento do retropé, contato inicial do pé oposto, desprendimento, médio balanço, contato inicial (Figura 10)

Figura 10. Eventos da marcha

Fonte: Arquivo da pesquisa

O mínimo de gasto de energia é conseguido quando um corpo se desloca em linha reta sem desvio do centro de gravidade. A linha reta seria possível se as extremidades inferiores terminassem com rodas, que não é o caso do ser humano. Para um mínimo de gasto, o desvio e o desprendimento deve se dá em um nível ótimo. O deslocamento do centro de gravidade é de cima para baixo sendo o maior desvio no médio apoio e menor desvio no duplo contato (KERRIGAN, 2000). O ponto médio de desvio de um adulto masculino é de 5 cm. Quando o peso se transfere de uma perna para outra há um desvio da pelve e do tronco até o lado ou extremidade no que se apóia o peso do corpo (KERRIGAN, 2000). O centro de gravidade também sofre deslocamento de cima para baixo, de um lado a outro. O deslocamento total lateral do centro de gravidade é aproximadamente 5 cm. O maior deslocamento também ocorre no apoio médio (PERRY, 2005).

Os métodos predominantes na análise clínica da marcha são: Medição da cinemática, cinética e atividade muscular durante o ciclo de marcha (BAKER, 2006). Existem fatores que podem determinar a cinemática e cinética de padrões de marcha do amputado transfemoral: Comprimento e qualidade do coto; tipo de componentes protéticos; alinhamento da prótese; qualidade da cirurgia de amputação; condição do membro intacto; e outros fatores específicos do amputado: idade, causa de amputação, dor, confiança, etc.

A marcha do paciente amputado possui características que surgem a partir da ausência de um membro com compensações, considerando-se a massa muscular residual, o tipo de cirurgia realizada (comprimento do coto, realização ou não de miodese e mioplastia) e o tipo de prótese utilizada (Qualidade do material, componentes e alinhamento). O músculo adutor magno possui inserção mais distal no fêmur e é o principal motor da adução (4-5 vezes o momento adutor). A perda de 1/3 do adutor magno pode levar a uma redução de 70% na

capacidade de alavanca (GOTTSCHALK; STILLS, 1994). Portanto, manter esse músculo intacto e firmemente ancorado contribui para manter o equilíbrio entre os adutores e abdutores, e auxilia na manutenção do alinhamento do remanescente femoral, melhorando o controle sobre a prótese.

A Velocidade de caminhada confortável pode ser 29% menor do que os não amputados, enquanto a velocidade de caminhada rápida pode ser 11% inferior (JAEGARS, 1995). Isto é geralmente devido a uma cadência reduzida, em comparação com os indivíduos saudáveis (MURRAY, 1983). Amputados também geralmente mudam sua velocidade de caminhada, alterando seu comprimento do passo, em vez de cadência. Isto pode ser devido à incapacidade da maioria dos joelhos protéticos de variar os tempos de fase de oscilação, em resposta a alterações nas velocidades de caminhada do amputado.

Características gerais incluem: (JAEGARS, LEWALLEN, SJODAHL, 2012). Maior fase de balanço protético; a fase de balanço membro intacto menor; a fase de apoio protético menor; redução do tempo de apoio único no lado protético; a fase de apoio do membro intacto com maior tempo, aumento das larguras de passada (7-16 cm até 16-30 cm).

O gasto metabólico é maior em relação ao normal. Isto pode ser devido a: padrões de marcha assimétricos; aumento do trabalho de vários grupos musculares do membro residual e membro intacto; excesso de co-contração; movimentos do tronco anormais; aumento da concentração; controle sensório-motor ausente na prótese (ORENDOFF, 2006).

Em relação ao ciclo da marcha do amputado transfemoral, no contato inicial, o joelho protético deve está em completa extensão e durante a transferência de peso, o pé deve está em completo contato com o solo. No apoio médio e impulso ocorre progressão sobre o pé protético, já no balanço, deve iniciar com flexão do quadril para depois realizar flexão do joelho protético.

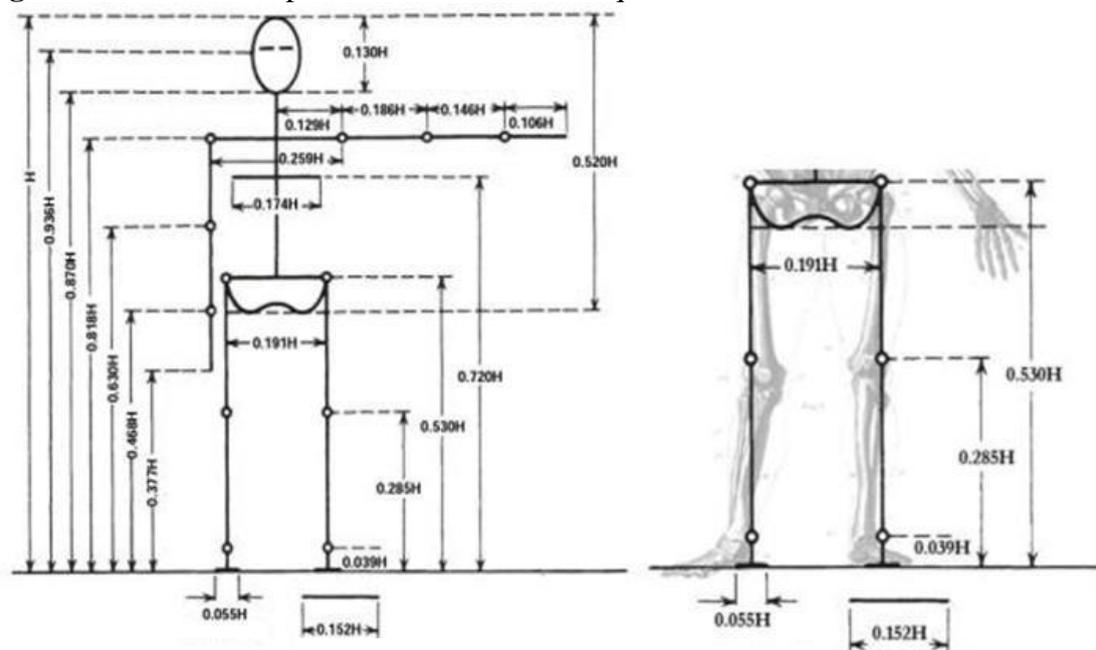
7 PARÂMETROS DE COMPATIBILIDADE DA INTERFACE HOMEM-MÁQUINA E ANÁLISE ANTROPOMÉTRICA

A prótese com utilização de joelho mecânico ou microprocessado é um dispositivo não invasivo, não havendo, portanto incompatibilidade biológica do material. Apenas o encaixe protético está em contato com a pele do paciente. Esta é a parte da prótese que se fixa ao corpo e que determina se a mesma encontra-se ajustada adequadamente, sendo, portanto fabricada de forma individualizada de acordo com a geometria do coto de amputação. O encaixe protético é o responsável pela transferência de peso do corpo para os demais componentes protéticos e está sujeito a grandes variações de forças provocadas pelo uso durante a marcha e tempo prolongado devendo haver permanente observância quanto à durabilidade e resistência do material utilizado em sua confecção. Essas próteses podem ser confeccionadas em polipropileno, metilmetacrilato e termoplástico com reforço de fibras de vidro ou carbono. As alterações clínicas mais frequentes com o uso do encaixe protético são por mecanismos mecânicos: ferimento do coto (ausência de contato total, dispositivo apertado ou folgado em excesso) e dermatite de contato (presença de grande sudorese).

As próteses com joelhos passivos e ativos que existem no mercado foram pensadas e desenvolvidas considerando a população norte-americana e Europeia. A utilização no Brasil segue este conceito. O uso do joelho protético deve considerar aspectos demográficos e biotípicos de seus usuários. O uso de módulos de conexão nas próteses como componentes de conexão diminuem esta “dificuldade” e devem oferecer grande versatilidade para seu uso nas diferentes populações.

A antropometria é a área da ciência que correlaciona a altura humana individual com o comprimento dos ossos (BORJAN, 2008). Porém, estes dados antropométricos da população brasileira não estão prontamente disponíveis. Neste trabalho utilizam-se os cálculos e uma metodologia para estipular o peso do membro amputado baseado nas escalas antropométricas da universidade de Waterloo. Define-se como seguimento da perna, o comprimento de reta a partir do epicôndilo do fêmur até o maléolo lateral do tornozelo, como observado na figura 11. A variável H é a altura total do paciente. O tamanho da tíbia corresponde a $0,246H$ e o peso do segmento da perna corresponde $0,0465M$, onde M é o peso total do corpo (BORJAN, 2008).

Figura 11. Dados antropométricos do sistema esquelético e dos membros inferiores



Fonte: Winter (2005 *apud* BORJAN, 2008).

8 PARÂMETROS FÍSICOS PARA MODELAGEM ESTRUTURAL DE UM JOELHO PROTÉTICO

Para a observação dos parâmetros físicos necessários para modelagem de estruturas biológicas, em especial do sistema músculo-esquelético dos membros inferiores, faz-se necessário o conhecimento do ciclo normal da marcha humana. Dessa forma justifica-se a realização de uma análise comparativa do padrão da marcha de indivíduos que utilizam prótese para seu deslocamento. A análise biomecânica dos movimentos encontra-se em plena expansão com o desenvolvimento de novos procedimentos técnicos de investigação, onde se reconhece a tendência de se combinar várias características científicas na análise do movimento (AMADIO, 2000).

O estudo sobre o funcionamento físico de estruturas biológicas se baseia principalmente em medidas experimentais, dessa forma, os métodos e medidas mais acurados e preciso são: Cinemetria, dinamometria, antropometria e eletromiografia (BAUMANN, 1995). Muitos modelos foram desenvolvidos para compreensão da marcha normal do indivíduo, sendo alguns com foco na fase de balanço (MARKO, 2009). A modelagem matemática pode ser efetivamente usada para avaliar a cinemática, dinâmica e outras características do membro inferior humano (HONG, 2009), onde as equações do movimento podem ser obtidas. O membro inferior pode ser considerado como três retas fixas (coxa, perna e pé) onde seus pontos de referências são as articulações do quadril, joelho e tornozelo. Para desenvolver as equações de movimento são utilizadas as equações de Euler-Lagrange e aplicação da convenção Denavit/Hatemberg (DH) (NACY, 2013).

Para abordagem das forças internas pode-se utilizar o método indireto utilizando medidas variáveis biomecânicas externas e variáveis diretas através de transdutores de força inseridos diretamente no tecido biológico. O método direto por ser invasivo é menos utilizado.

O método indireto pode ser realizado por inúmeras técnicas. Algumas das mais utilizadas são o método de Newton-Euler, a formulação de Lagrange, e o método da dinâmica inversa, sendo as duas primeiras equivalentes e resultando em equações semelhantes do movimento.

O método de Newton-Euler é baseado na segunda lei de Newton do movimento e na análise de forças e momentos de restrições que atuam entre as ligações adjacentes. As

equações resultantes incluem as forças de acoplamento e momento. Na formação Lagrangeana ocorre uma abordagem simples baseada na energia dinâmica (BORJAN, 2008). O método da dinâmica inversa baseia-se na determinação de forças e momentos intersegmentares nas articulações, baseados nos dados cinemáticos e cinéticos. Nesse método, as equações dos momentos devem ser resolvidas inversamente, isto é, deduzir as forças a partir da cinemática, uma vez que não se conhece as expressões literais sobre os segmentos do modelo. Neste sistema de equações de momento, as forças que causam o movimento não são conhecidas, mas sim seus efeitos e as posições dos segmentos, observando-se o movimento. Portanto, a resolução do sistema deve ser feita pela derivação numérica dos dados (AMADIO, 2000).

A dinâmica inversa acompanhada do modelamento do corpo humano em segmentos articulados apresenta-se como a alternativa mais adequada à determinação das forças interna (AN, 1995).

9 REVISÃO DA LITERATURA E MAPEAMENTO SISTEMÁTICO

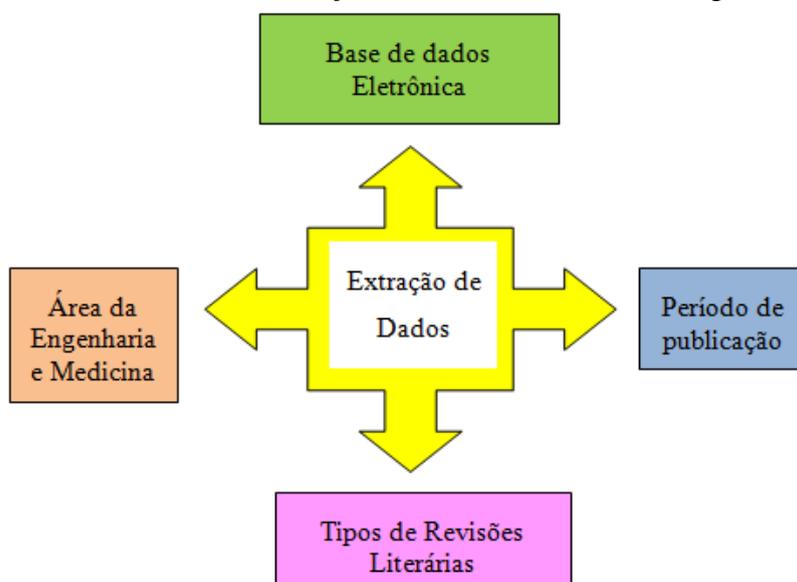
Atualmente para a construção do conhecimento científico, realização de diagnósticos e proposição de novas práticas, o pesquisador utiliza como ferramenta inicial uma revisão da literatura.

A pesquisa e elaboração desse trabalho foram realizadas no período entre 2014 e 2016. Nessa pesquisa foi utilizado um protocolo para mapeamento sistemático.

No desenvolvimento desse trabalho utilizou-se a estrutura PICO (representa um acrônimo para Paciente, Intervenção, Comparação e “Outcomes” (desfecho) que é utilizada em pesquisas baseadas em evidências, considerando-se como população os pacientes amputados por trauma que utilizam prótese com joelho mecânico e microprocessado e busca de resultados para mapeamentos, revisões sistemáticas e revisões da literatura em dois períodos (Figura 12). Isso devido à quantidade de palavras chaves utilizadas e de artigos disponíveis para cada situação pesquisada. Os períodos foram entre 2000 e 2015 e 2010 e 2015.

Os critérios de inclusão e exclusão foram observados quando da realização de cada fase da estratégia de busca utilizada até que se observou o número selecionado de artigos. Procurou-se extrair dos artigos às intercessões observadas entre eles e, dentro dos objetivos instituídos, suas particularidades. Dessa forma, observou-se: tipos de revisões literárias – mapeamentos, revisões sistemáticas, a área da Engenharia e Medicina que abordava o estudo, o ano de publicação e a base de dados no qual estava contido.

Figura 12. Processo de extração de dados - Revisão bibliográfica e mapeamento sistemático



Fonte: Arquivo da pesquisa

Foram utilizadas as bases de dados eletrônicas *IEEEExplore digital library*, *pubmed*, *Sicelo integrado ao Google acadêmico*. A seleção foi realizada em algumas fases.

- Fase I: Seleção, no primeiro momento, dos artigos publicados em jornais e revistas especializadas; artigos de fácil acesso, *book e e-books*;
- Fase II: Seleção dos artigos a partir da leitura de seus títulos e palavras-chaves;
- Fase III: Artigos disponíveis pela CAPES com texto completo e gratuito;
- Fase IV: Leitura de títulos, resumos;
- Fase V: Leitura dos textos completos.

Foram utilizadas as seguintes palavras chaves, referentes à pesquisa: *Amputação*, *marcha humana normal*, *marcha do amputado transfemoral*, *modelagem*, *engenharia biomédica*, *próteses*, *microprocessadores*. As palavras – chaves foram utilizadas no idioma inglês, na seguinte estrutura:

População: “*amputation*”

Resultados: “*mapping study*” OR “*systematic review*” OR “*literature review*”

Dessa forma, para cada base de dados utilizou-se as sequencias de pesquisa:

1 – *Amputation* OR *normal gait human* OR *transfemoral amputee gait*

2 – *Amputation* OR *prosthetics* OR *microprocessor*

3 – Amputation OR biomedical engineering OR microprocessor

4 – Amputation OR modeling OR prosthetics

Como critérios de inclusão estão os artigos publicados no período determinado e nas bases de dados eletrônicas selecionadas nas áreas das engenharias e medicina – práticas recorrentes e que versem sobre mapeamentos, revisões sistemáticas e revisões da literatura.

Foram excluídos os artigos e estudos sem relevância para a pesquisa, ou seja, aqueles que não retratam especificamente sobre a pesquisa mantendo foco principal em pacientes com outras causas de amputação que não tenha sido o trauma, assim como, os artigos mesmo relevantes, incompletos ou que não estavam disponíveis pela CAPES.

A pesquisa seguiu um roteiro determinado, no qual foram estabelecidas fases bem determinadas de execução (figura 13).

Na fase I da pesquisa onde foram observados todos os artigos nas bases de dados eletrônicas, observamos no *IEEEExplore digital library*: amputation OR normal gait human OR transfemoral amputee gait (679 artigos) (figura 9), amputation OR prosthetics OR microprocessor (4.693 artigos), amputation OR biomedical engineering OR microprocessor (65.726 artigos), amputation OR modeling OR prosthetics (63.641 artigos). No *pubmed*: amputation OR normal gait human OR transfemoral amputee gait (146 artigos), amputation OR prosthetics OR microprocessor (178 artigos), amputation OR biomedical engineering OR microprocessor (1.099 artigos), amputation OR modeling OR prosthetics (1.231 artigos). No *Sicelo integrado ao Google academic*: amputation OR normal gait human OR transfemoral amputee gait (356 artigos), amputation OR prosthetics OR microprocessor (407 artigos), amputation OR biomedical engineering OR microprocessor (859 artigos), amputation OR modeling OR prosthetics (1.575 artigos).

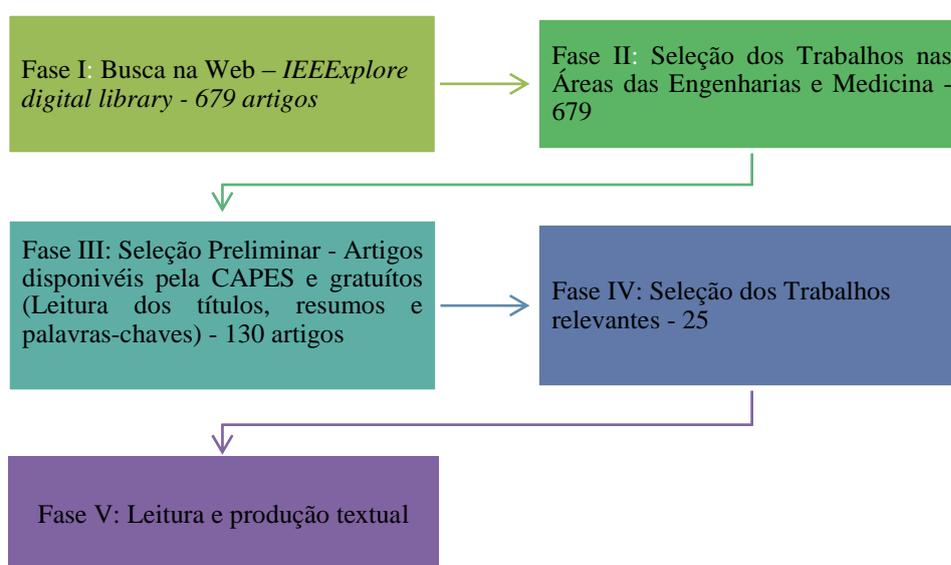
Na fase II foram selecionados os artigos a partir da leitura do título e abstract naqueles com menos de 150 artigos selecionados resultando no *IEEEExplore digital library*: amputation OR normal gait human OR transfemoral amputee gait (130 artigos), amputation OR prosthetics OR microprocessor (161 artigos), amputation OR biomedical engineering OR microprocessor (1.511 artigos), amputation OR modeling OR prosthetics (1.447 artigos). No *pubmed*: Amputation OR normal gait human OR transfemoral amputee gait (33 artigos), amputation OR prosthetics OR microprocessor (27 artigos), amputation OR biomedical engineering OR microprocessor (43 artigos), amputation OR modeling OR prosthetics (71 artigos). No *Sicelo integrado ao Google academic*: amputation OR normal gait human OR

transfemoral amputee gait (306 artigos), amputation OR prosthetics OR microprocessor (369 artigos), amputation OR biomedical engineering OR microprocessor (442 artigos), amputation OR modeling OR prosthetics (357 artigos).

Na fase III foram selecionados os artigos disponíveis pela CAPES que continham o texto na íntegra e de forma gratuita, obtendo-se no *IEEEExplore digital library*: amputation OR normal gait human OR transfemoral amputee gait (25 artigos), amputation OR prosthetics OR microprocessor (30 artigos), amputation OR biomedical engineering OR microprocessor (125 artigos), amputation OR modeling OR prosthetics (116 artigos). No *pubmed*: Amputation OR normal gait human OR transfemoral amputee gait (22 artigos), amputation OR prosthetics OR microprocessor (12 artigos), amputation OR biomedical engineering OR microprocessor (27 artigos), amputation OR modeling OR prosthetics (31 artigos). No *Sicelo integrado ao Google academic*: amputation OR normal gait human OR transfemoral amputee gait (41 artigos, sendo 12 selecionados), amputation OR prosthetics OR microprocessor (63 artigos, sendo 21 selecionados), amputation OR biomedical engineering OR microprocessor (97 artigos, sendo 27 selecionados), amputation OR modeling OR prosthetics (102 artigos, sendo 31 selecionados).

Na fase IV foram realizadas as leituras dos títulos, resumos e palavras – chaves com a seleção dos artigos relevantes aos objetivos estabelecidos. A fase V corresponde a leitura dos artigos na íntegra e elaboração da fundamentação teórica.

Figura 13. Fases de busca da revisão sistemática - *IEEEExplore digital library*: amputation OR normal gait human OR transfemoral amputee gait



Fonte: Arquivo da pesquisa

10 METODOLOGIA

A metodologia seguiu-se com realização de testes de mobilidade e função das próteses com avaliação da cinemática e dinâmica através de testes de circuito linear e obstáculos com levantamento da performance com cada tipo de prótese baseado no protocolo de teste da Ottobock®; cinética da marcha e comportamento do centro de massa com utilização de baropodomêtro modelo Foot Work (Tabela 2). Essa plataforma utiliza sensores (dispositivos que respondem a um estímulo físico/químico de maneira específica e mensurável analogicamente) capacitivo (condensador que exibe uma variação do valor nominal da capacidade em função de uma grandeza não eléctrica e que permite medir com grande precisão um grande número de grandezas físicas, tais como a posição, o deslocamento, a velocidade e a aceleração linear ou angular de um objeto) calibrados colocados em forma de matriz, com superfície ativa de 40x40 cm², com densidade de 3 sensores/ cm².

Tabela 2. Características mecânicas e eletrônicas do baropodomêtro Footwork

CARACTERÍSTICAS MECÂNICAS	
Superfície ativa	400 mm x 400 mm
Dimensões	575 x 450 x 25 mm.
Espessura	4 mm / 5mm com borracha
Revestimento	Policarbonato
Peso	3 Kg.
CARACTERÍSTICAS ELETRÔNICAS	
Números de captadores	2704 captadores calibrados
Conexão PC	USB2 compatível 1.1
Conversão analógica	16bits
Frequência	150 Hz
Medida do captador	7.62 x 7.62 mm.
Pressão máxima por captador	100 N/cm ²
Alimentação	Auto alimentada pela USB
Vida útil dos captadores	Em média 1.200.000 exames

Fonte: ARKIPELAGO (2015)

Na aquisição estática, os pacientes foram posicionados de forma a ter os pés (biológico e protético) totalmente sobre a plataforma (Figura 14). O tempo de duração do registro seguiu-se a orientação do fabricante (entre 15 – 25 segundos) em 20 segundos por avaliação. Foram captados na análise estática imagens de pressões plantares média e máxima e percentual de divisão de carga (superfície) e estabilometria (Oscilação lateral no planto frontal - ântero-posterior e no plano sagital – látero-lateral; e ainda em 3D e vídeo.

Figura 14. Avaliação estática na plataforma de força



Fonte: Arquivo da pesquisa

Na aquisição dinâmica solicita-se ao paciente caminhar sobre a plataforma por 2 minutos em um percurso de 6 metros, estando a mesma posicionada a 3 metros do ponto inicial, a fim de que, o paciente se familiarizasse com a ação que lhe seria solicitada no momento da análise (Figura 15).

Figura 15. Avaliação dinâmica baropodométrica.



Fonte: arquivo da pesquisa

Para a análise, solicitou-se que o paciente tocasse a plataforma inicialmente com o pé direito sobre a plataforma. Foram captados na análise dinâmica: visualização das pressões ao longo do desenvolvimento do passo médio e máximo, tempo de contato dos pés na plataforma e integral pressão/tempo. Esses dados foram reproduzidos em gráficos de força, vídeo e em 3D.

O estudo foi realizado no programa de pós-graduação em engenharia Biomédica da Universidade Federal do Pernambuco - UFPE, e ainda em sua segunda fase compreendeu a clínica de amputados da Associação de Assistência à Criança Deficiente - AACD de Pernambuco que realiza suporte terapêutico e técnico ao paciente amputado pelas mais diversas etiologias.

Para a população do estudo (amostra) foram selecionados vinte pacientes vítimas de amputação transfemoral pós-traumática acompanhados na clínica de amputados da AACD. Quanto aos critérios de elegibilidade, foram incluídos dois pacientes vítimas de amputação transfemoral pós-traumática protetizados na AACD Pernambuco que já utilizam a prótese mecânica há, pelo menos, dois anos. Foram excluídos os demais pacientes vítimas de amputação pós-trauma, vítimas de amputação transfemoral por: Tumores, infecção, doença vascular periférica, outras causas não traumáticas.

Os voluntários foram convidados a participarem do estudo voluntariamente, preenchendo o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) (anexo 1) e de acordo com o cronograma proposto no programa de pós-graduação em engenharia biomédica. Em relação aos riscos direcionados ao paciente, inclui-se o constrangimento no caso da divulgação da identidade dos mesmos. Entretanto, o mesmo foi minimizado, pois, os dados coletados serão mantidos em sigilo por todos os participantes pesquisadores, conforme preconizado pela Resolução CNS 466/2012.

Foram consideradas as variáveis demográficas: sexo (refere-se ao gênero do paciente. É uma variável categórica nominal dicotômica, categorizada para análise em feminino e masculino), idade (variável numérica contínua que se refere à idade do paciente, em anos, no momento do recrutamento e inclusão no estudo); variáveis de alterações anatômicas: Tipo de coto (refere-se à morfologia do membro residual: Arredondado, cilíndrico, cônico), nível de amputação (terço proximal, médio, distal), comprimento do coto (refere-se ao tamanho do coto) e variáveis morfofuncionais: tipo de prótese utilizada pelo paciente, tempo de reabilitação e qualidade da marcha após a alta ambulatorial.

Considerando a vasta abrangência do tema proposto e estudado, alguns seguimentos não foram abordados neste trabalho, tais como: próteses internas do joelho, tipos mistos de joelhos protéticos, diferentes geometrias e tipos de materiais existentes. Foram utilizados apenas encaixes de contensão isquiática em polipropileno, contato total e válvula de sucção distal "liners" de silicone; Conectores entre o encaixe e os módulos, estes em aço inoxidável; os joelhos utilizados foram o mecânico monocêntrico livre (3R15) e o hidráulico microprocessado (C-Leg) e pés dinâmicos.

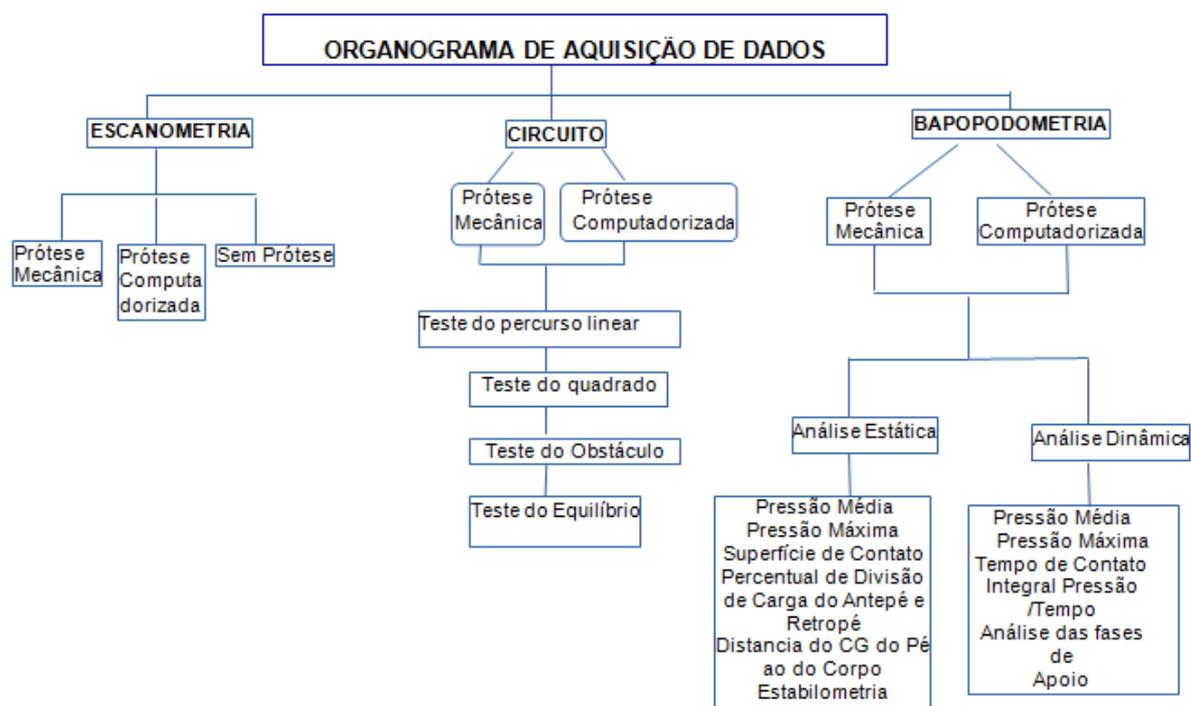
A pesquisa utilizou os seguintes equipamentos: Plataforma de força (baropodômetro); RX convencional (modelo do equipamento de Rx utilizado foi um aparelho convencional

Philips DR3T/750. Os filmes utilizados foram filmes para radiografia panorâmica de dimensões 35x92cm. Câmeras filmadoras de Ipad modelo 2.0 da Apple, Câmera filmadora de celular modelo 5C da Apple. O protocolo para treinamento e adaptação do joelho c-leg foi o *Rehab* da ottobock® e adaptação do *Genium Therapy Protocol* (anexo 2). A avaliação cinemática foi realizada seguindo o protocolo *Outcome Measurement :performace based tests* (anexo 3)

Na aferição dos membros (biotipo), utilizou-se a Escala Antropométrica da Universidade de Waterloo aplicado no Rx panorâmico dos membros inferiores, comprimento e circunferência dos cotos de amputação. Para aferição das forças de reação do solo foi observado ação de uma força externa agindo sobre o ponto de contato do pé protético ao solo utilizando-se a plataforma de pressão e força do baropodômetro assim como sua distribuição de carga em ortostatismo. Ainda nesse equipamento será detectada a variação do centro de massa com pressões média e máxima com ambos os joelhos.

A análise da prótese passiva foi realizada sem período de adaptação da prótese, pois os voluntários já são usuários desse modelo há mais de dois anos. Para prótese com joelho C-Leg foi observado um período de adaptação dos pacientes na clínica de amputados da AACD, sobre supervisão e orientação do médico e fisioterapeutas com base nos protocolos citados, por período de 5 (cinco) dias, durante 8h/dia divididos em dois turnos de 4h, totalizando 40h de uso e adaptação antes dos testes de avaliação. Por fim foi traçado o perfil do Eixo Mecânico e anatômico dos membros inferiores com pacientes sem prótese e com cada modelo de joelho da pesquisa através do Rx panorâmico dos membros inferiores (Figura 16)

Figura 16. Organograma de aquisição dos dados



Fonte: arquivo da pesquisa

11 RESULTADOS

11.1 AVALIAÇÃO ANTROPOMÉTRICA

Para a análise antropométrica, realizou-se as medições de altura, peso, comprimento de cada membro, comprimento do coto de amputação, circunferência proximal e distal do coto de amputação (Tabela 3) e Rx panorâmico dos membros inferiores sem prótese e com prótese mecânica e com prótese microprocessada, traçando-se ainda o eixo mecânico e anatômico de cada voluntário.

Tabela 3. Dados antropométricos

Dados antropométricos		
Variáveis	Voluntário 1 Membro protético	Voluntário 1 Membro protético
Gênero	M	M
Idade	23	24
Altura (cm)	173	165
Peso (Kg)	74	74
Comprimento do membro biológico (cm)	87,4	83,8
Comprimento da coxa (cm)	50,6	48,3
Comprimento da perna (cm)	37,2	35,5
Tipo de coxo	Cilíndrico	Cilíndrico
Comprimento do coto de amputação (cm)	36,0	31,0
Circunferência proximal do coto (cm)	56,0	59
Circunferência distal do coto (cm)	43,0	49

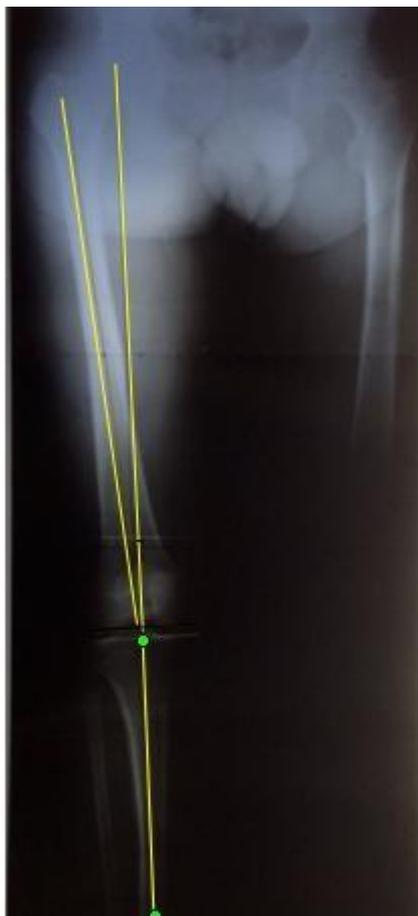
Fonte: Arquivo da pesquisa

A avaliação radiográfica consistiu de radiografias panorâmicas na incidência ântero-posterior (AP) com carga bipodal dos membros inferiores. Os exames foram realizados com os voluntários posicionados com o membro biológico em rotação neutra e extensão máxima. Foi definido o eixo anatômico da diáfise femoral e o eixo mecânico calculando-se o ângulo constituído pela intersecção dos mesmos.

No membro biológico, o eixo anatômico da diáfise femoral foi definido por uma reta que une o centro de duas retas que tangenciam a cortical medial e lateral do fêmur. A primeira reta 2 cm distais ao trocânter menor. A segunda na junção entre a metáfise distal e a diáfise femoral determinada pelo quadrado de Heim. O eixo mecânico foi definido como reta passando pelo centro da cabeça femoral até o ponto médio da fossa intercondilar (centro do intercôndilo femoral). O eixo anatômico e mecânico da tíbia foi obtido através de uma linha que vai do ponto médio entre os platôs tibiais (no centro das espinhas tibiais) até o ponto

médio da superfície articular tibial junto a articulação tíbiotársica. O eixo de carga do membro inferior foi definido através de uma linha que vai do centro da cabeça femoral até o ponto médio da superfície articular tibial junto a articulação tíbiotársica (Figura 17).

Figura 17. Avaliação do eixo mecânico, anatômico do joelho e eixo de carga do membro fisiológico



Fonte: arquivo da pesquisa

No membro amputado, o eixo anatômico da diáfise femoral foi definido por uma reta seguindo os mesmos parâmetros proximais e distalmente foi considerado o ponto médio do eixo do joelho protético. O eixo mecânico da prótese foi definido como uma reta do centro do eixo do joelho protético ao ponto intermédio do conector tubo-pé protético. O eixo de carga do membro inferior amputado foi definido através de uma linha que vai do centro da cabeça femoral até o ponto médio do conector tubo-pé protético.

O voluntário 1 apresentou, com prótese mecânica, no membro biológico ângulo de 2° valgo entre as linhas do eixo anatômico e mecânico e no membro amputado desvio lateral de 1,7 cm do eixo anatômico em relação ao centro do joelho protético e medialização de 3,2 cm

em relação ao eixo de carga. Na prótese microprocessada, observa-se no membro biológico ângulos de 3° valgo entre os eixos anatômico e mecânico e no membro amputado 1 cm lateral do eixo anatômico em relação ao centro do joelho protético e medialização de 2,5 cm em relação ao eixo de carga do membro (Figura 18). A lateralização do eixo mecânico do fêmur em relação ao eixo da prótese evidencia a falta de alinhamento adequado havendo sobrecarga sobre a musculatura residual do coto e da musculatura extensora do quadril do membro não amputado

Figura 18. Avaliação do eixo mecânico, anatômico do joelho e eixo de carga com prótese mecânica



Fonte: Arquivo da pesquisa

O voluntário 2 apresentou, com prótese mecânica, no membro biológico ângulo de 3° valgo entre as linhas do eixo anatômico e mecânico e no membro amputado desvio lateral de 4,2 cm do eixo anatômico em relação ao centro do joelho protético e medialização de 2,0 cm em relação ao eixo de carga. Na prótese microprocessada, observa-se no membro biológico

ângulos de 3° valgo entre os eixos anatômico e mecânico e no membro amputado 2,3 cm lateral do eixo anatômico em relação ao centro do joelho protético e medialização de 1,5 cm em relação ao eixo de carga do membro (Figura 19). Dessa forma há menor sobrecarga sobre a musculatura residual do membro amputado e musculatura do membro não amputado com essa prótese.

Figura 19. Avaliação do eixo mecânico, anatômico do joelho e eixo de carga com prótese microprocessada



Fonte: Arquivo da pesquisa

11.2 AVALIAÇÃO CINEMÁTICA

A avaliação cinemática dos voluntários foi realizada segundo o protocolo *Outcome Measurement: Performance based tests* da empresa fabricante dos joelhos 3R15 e C-leg. Foi instalado o percurso linear de 6 metros de comprimento por 60 centímetros de largura e quadrangular com 1,5 metros em cada lado com cones em seus vértices, e ainda quadrantes com obstáculos. A avaliação foi realizada em sala ampla e com demarcações visíveis e claras

com fita crepe colorida. No percurso quadrado foi estabelecido tempo fixo de 60s e observado o número de voltas para determinar a distância e velocidade. As imagens foram realizadas ao mesmo tempo em tomada de frente e lateral. As avaliações foram realizadas 3 vezes no percurso linear, teste do obstáculo, teste da inclinação e em tomada única no teste do quadrado, cronometrando-se o tempo de cada execução. Em seguida foi calculada a velocidade para cada tempo e a média dos tempos e das velocidades para cada voluntário.

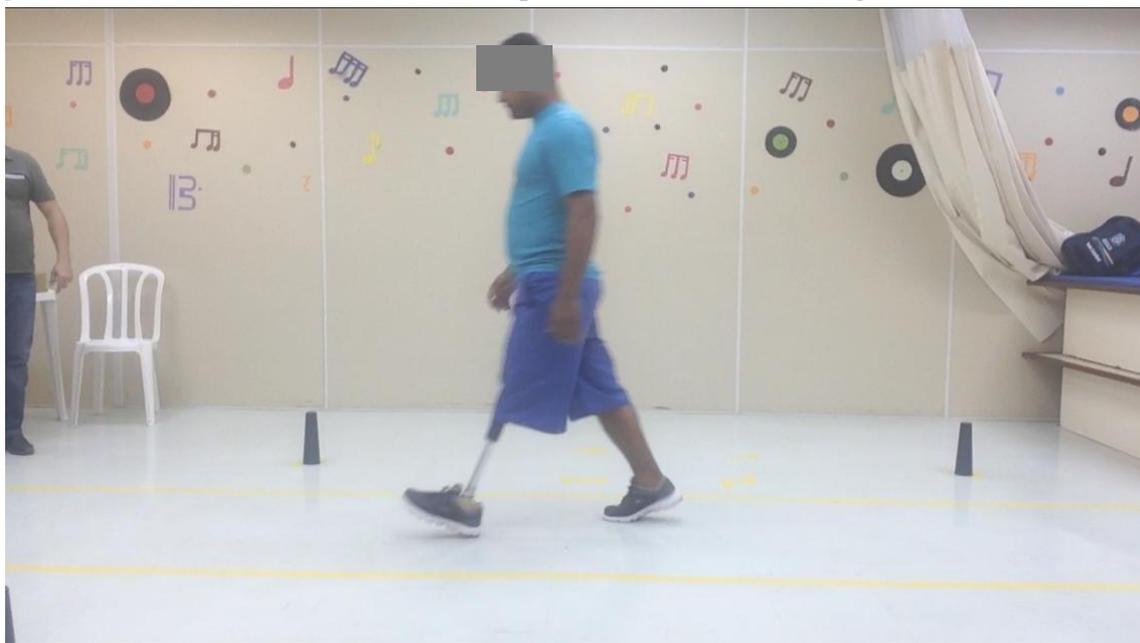
11.2.1 Avaliação cinemática da prótese mecânica

Na prova do percurso linear (Figuras 20A e 20B), obtive-se os seguintes resultados (Tabela 4). O paciente 1 percorreu os 6m nos tempos $t_1 = 7,02s$, $t_2 = 7,87s$, $t_3 = 7,43s$ e velocidades $V_1 = 0,86m/s$, $V_2 = 0,76m/s$, $V_3 = 0,81m/s$. A média do tempo (mt) foi 7,44s e a média da velocidade (mv) foi 0,81m/s

Figura 20A. Prova com marcha linear em percurso de 6m – Vista coronal



Fonte: arquivo da pesquisa

Figura 20B. Prova com marcha linear em percurso de 6m – Vista sagital

Fonte: Arquivo da pesquisa

O paciente 2 realizou o percurso linear nos tempos $t_1 = 5,34s$, $t_2 = 4,66s$ e $t_3 = 4,89s$. As velocidades correspondentes foram $V_1 = 1,12m/s$, $V_2 = 1,28m/s$, $V_3 = 1,22m/s$. A média do tempo $mt = 4,96s$ e a média da velocidade ($mv = 1,20m/s$).

Tabela 4. Percurso linear com prótese mecânica

Percurso Linear							
Voluntário 1				Voluntário 2			
Tempo (s)		Velocidade (m/s)		Tempo (s)		Velocidade (m/s)	
T1	7,02	V1	0,86	T1	5,34	V1	1,12
T2	7,87	V2	0,76	T2	4,66	V2	1,28
T3	7,43	V3	0,81	T3	4,89	V3	1,22
MT	7,44	mv	0,81	MT	4,96	Mv	1,20

Fonte: Arquivo da pesquisa

O teste do percurso quadrado foi realizado em uma única tomada de tempo. O voluntário 1 obteve 7 voltas completas de 6m, mais 1,0m ($d = 43m$) em um tempo de 60 segundos, sendo a velocidade $v = 0,71m/s$. O voluntário 2 obteve 09 voltas completas mais 3,3m ($d = 57,3m$), sendo sua velocidade $v = 0,95m/s$ (Figura 21).

Figura 21. Prova do percurso quadrado com joelho mecânico com tempo de 60s



Fonte: Arquivo da pesquisa

O teste do obstáculo foi realizado com obstáculos de 15 cm e demarcações de números em cada quadrante de 1 a 4, onde o paciente executa o teste realizando as sequencias 1-2-3-4-1-4-3-2-1 por 3 vezes, sendo observado o tempo de realização do teste (Figura 22). O voluntário 1 realizou a prova em 7 tentativas nos tempos $t_1= 25,82s$, $t_2=24,98s$, $t_3= 25,27s$ sem tocar em nenhum obstáculo. O voluntário 2 também completou a prova após 7 tentativas nos tempos $t_1=17,69s$, $t_2=16,46s$, $t_3=18,33s$, sendo que no tempos 1 e 3 houve toque no obstáculo.

Figura 22. Prova do obstáculo com prótese mecânica



Fonte: Arquivo da pesquisa

No teste da inclinação, o paciente permaneceu posicionado em bipedestação junto ao anteparo com MSD em extensão, observando o limite da cabeça do terceiro metacarpo. A partir daí, o voluntário executa uma inclinação máxima possível, demarcando-se sua extensão (Figura 23). O teste foi executado em três tomadas (Tabela 5).

Figura 23. Teste da inclinação com prótese mecânica

Fonte: Arquivo da pesquisa

O voluntário 1 obteve as seguintes distâncias válidas de inclinação: $d_1 = 12,0$ cm, $d_2 = 12,3$ cm, $d_3 = 14,2$ cm, sendo $md = 12,83$ cm a média da distância de inclinação. Este voluntário executou a tarefa em 5 tentativas, sendo as tomadas 1 e 3 descartadas, nas demais não houve mudança de posição do corpo. O voluntário 2 realizou, na primeira, segunda e quarta tentativas, um passo á frente, sendo estas descartadas para distância média, porém importante para registro de controle sobre a prótese e equilíbrio. A tarefa foi executada em 6 tentativas. As distâncias válidas conseguidas foram $d_1 = 11,0$ cm, $d_2 = 12,1$ cm e $d_3 = 11,7$ cm, com média de distância $md = 11,6$ cm.

Tabela 5. Teste da inclinação com prótese mecânica

Teste da inclinação			
Voluntário 1		Voluntário 2	
Distância (cm)		Distância (cm)	
d1	12,0	d1	11,0
d2	12,3	d2	12,1
d3	14,2	d3	11,7
DM	12,83	DM	11,6

Fonte: Arquivo da pesquisa

11.2.2 Avaliação cinemática da prótese microprocessada

Na prova do percurso linear (Figura 24A e B), obtive-se os seguintes resultados (Tabela 6). O paciente 1 percorreu os 6m nos tempos $t_1 = 5,05s$, $t_2 = 4,26s$, $t_3 = 4,64s$ e velocidades $V_1 = 1,18m/s$, $V_2 = 1,40m/s$, $V_3 = 1,29m/s$. A média do tempo (m_t) foi $4,65s$ e a média da velocidade (m_v) foi $1,29m/s$.

Figura 24A. Prova com marcha linear com joelho C-leg em percurso de 6m – Vista coronal



Fonte: Arquivo da pesquisa

Figura 24B. Prova com marcha linear com joelho C-leg em percurso de 6m –Vista sagital



Fonte: Arquivo da pesquisa

O voluntário 2 realizou o percurso linear nos tempos $t_1 = 4,72s$, $t_2 = 4,01s$ e $t_3 = 4,22s$. As velocidades correspondentes foram $V_1 = 1,27m/s$, $V_2 = 1,49m/s$, $V_3 = 1,42m/s$. A média do tempo $mt = 4,31s$ e a média da velocidade ($mv = 1,39m/s$).

Tabela 6. Percurso linear com prótese com joelho C-leg

Percurso Linear							
Voluntário 1				Voluntário 2			
Tempo (s)		Velocidade (m/s)		Tempo (s)		Velocidade (m/s)	
T1	5,05	V1	1,18	T1	4,72	V1	1,27
T2	4,26	V2	1,40	T2	4,01	V2	1,49
T3	4,64	V3	1,29	T3	4,22	V3	1,42
Mt	4,65	mv	1,29	mt	4,31	mv	1,39

Fonte: Arquivo da pesquisa

No teste do percurso quadrado, o voluntário 1 obteve 9 voltas completas de 6m, mais 1,5m ($d = 55,5m$) em um tempo de 60 segundos, sendo a velocidade $v = 0,92m/s$. O voluntário 2 obteve 13 voltas completas mais 3,0m ($d = 81m$), sendo sua velocidade $v = 1,35m/s$ (Figura 25)

Figura 25. Prova do percurso quadrado com tempo de 60s com prótese microprocessada



Fonte: Arquivo da pesquisa

No teste do obstáculo (Figura 26). O voluntário 1 realizou a prova, após 5 tentativas, nos tempos $t_1= 15,01s$, $t_2=14,87s$, $t_3= 14,82s$ sem tocar em nenhum obstáculo. O voluntário 2 realizou, após 3 tentativas, nos tempos $t_1=13,79s$, $t_2=13,06s$, $t_3=13,21s$, sendo que no tempos 1 e 3 houve toque no obstáculo.

Figura 26. Prova do obstáculo com prótese microprocessada



Fonte: Arquivo da pesquisa

No teste da inclinação (Figura 27), ambos os voluntários realizaram 3 execuções sendo todas válidas (Tabela 7).

Figura 27. Teste da inclinação com prótese microprocessada



Fonte: Arquivo da pesquisa

O voluntário 1 obteve as seguintes distâncias válidas de inclinação: $d_1 = 15,2$ cm, $d_2 = 14,7$ cm, $d_3 = 16,5$ cm, sendo $md = 15,46$ cm a média da distância de inclinação. Resultados conseguidos após 4 tentativas. O voluntário 2 obteve $d_1 = 14,3$ cm, $d_2 = 14,7$ cm e $d_3 = 14,3$ cm, com média de distância $md = 14,4$ cm. Foram realizadas 4 tentativas.

Tabela 7. Teste da inclinação com prótese microprocessada

Teste da inclinação com prótese microprocessada			
Voluntário 1		Voluntário 2	
Distância (cm)		Distância (cm)	
d1	15,2	d1	22,5
d2	17,7	d2	25,7
d3	16,5	d3	25,0
DM	15,4	DM	14,4

Fonte: Arquivo da pesquisa

11.3 BAROPODOMETRIA

Na avaliação baropodométrica observou-se em ambos os modelos de próteses, tanto na avaliação estática quanto na avaliação dinâmica, maior contato de superfície do pé biológico na plataforma de força do que o pé protético. Na avaliação estática, o voluntário se colocou linearmente sobre a plataforma por 20 segundos obtendo-se imagem em escala termográfica de cores que variam dependendo da pressão plantar.

11.3.1 Avaliação estática

11.3.1.1. Prótese mecânica

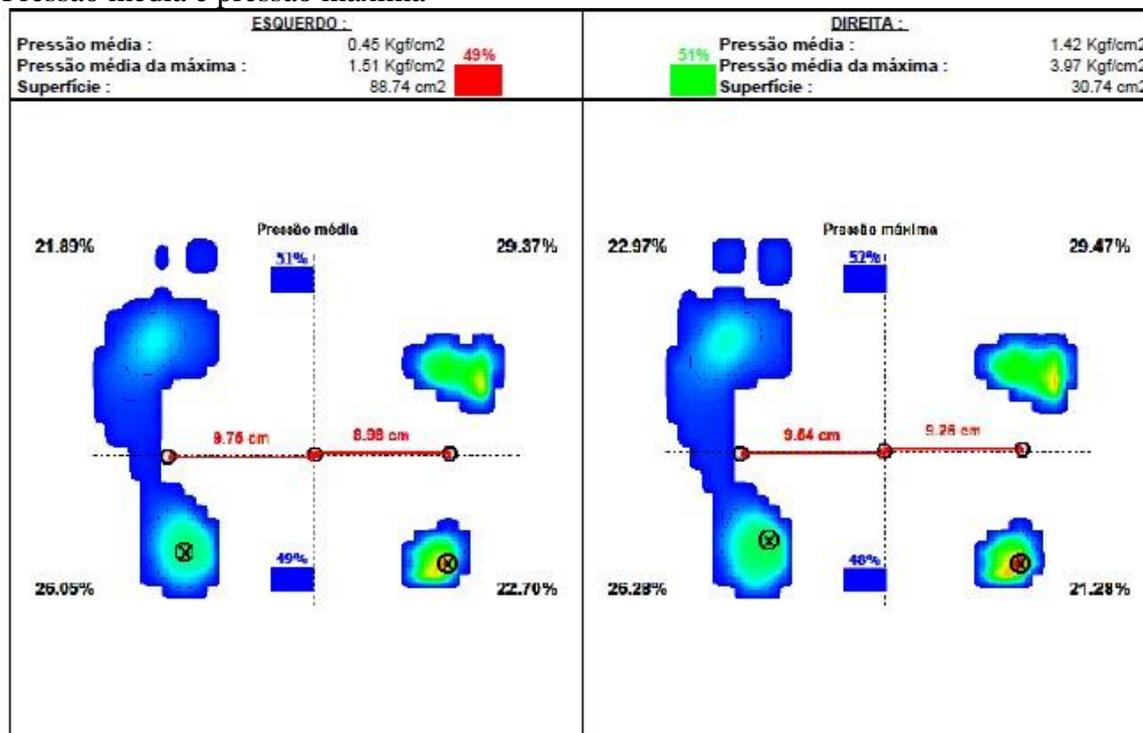
Na avaliação estática com a prótese mecânica (Tabela 8) observou-se que o voluntário 1 apresentou no membro com prótese: pressão média de 1,42 Kgf/cm², pressão máxima 4,71 Kgf/cm², superfície de contato de 30,74 cm² que corresponde a 26% da superfície total do pé (88,74 cm² – 74% do pé biológico), percentual de divisão de carga do antepé 29,37% e do retropé 22,70%, distancia do baricentro do pé protético em relação ao centro de gravidade do corpo de 8,98 cm na pressão média. No pé biológico é 9,75 cm. No momento da verificação da pressão máxima observa-se que baricentro do pé protético encontra-se 9,28 cm do centro de massa do corpo e do pé biológico é 9,64 cm. Em ambas as pressões, o baricentro do pé protético mantém a mesma localização (calcâneo póstero-lateral) e do pé biológico varia no calcâneo centralmente para antero-medial. Existe uma diferença mínima no percentual de carga entre antepés e retropés em ambas tomadas de pressão - média e máxima (Figura 28a).

Tabela 8. Resultados da baropodometria estática em joelho mecânico

Baropodometria Estática com joelho Mecânico		
Variáveis	Voluntário 1 Membro protético	Voluntário 2 Membro protético
Pressão média (Kgf/cm ²)	1,42	0,78
Pressão máxima (Kgf/cm ²)	4,71	2,10
Superfície de contato (cm ²)	30,74	35,38
Percentual de carga do antepé	29,37	12,82
Percentual de carga do retropé	22,70	22,64
Distância do centro de gravidade do pé em relação ao centro de gravidade dp corpo na pressão média (cm)	8,98	10,58
Distância do centro de gravidade do pé em relação ao centro de gravidade dp corpo na pressão máxima (cm)	9,28	9,76

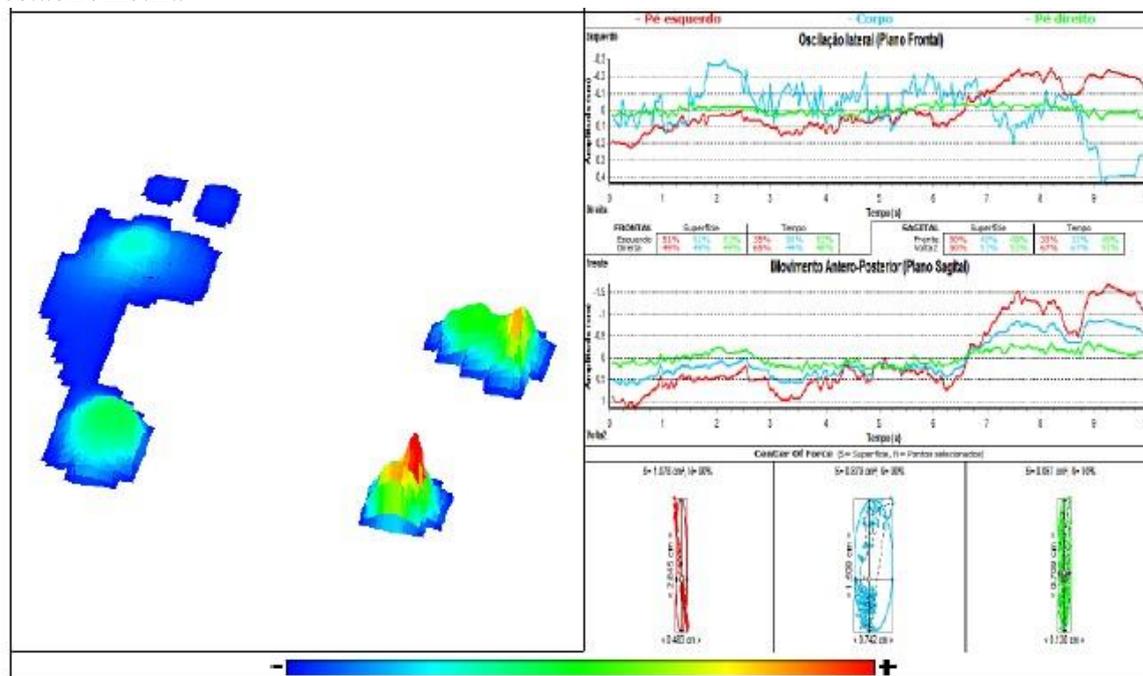
Fonte: Arquivo da pesquisa

Figura 28A. Análise estática na plataforma de força com Joelho mecânico voluntário 1 - Pressão média e pressão máxima



Fonte: Arquivo da pesquisa

Figura 28B. Análise estática na plataforma de força com Joelho mecânico - Imagem 3D e estabilometria



Fonte: Arquivo da pesquisa

Na estabilometria onde se observa a postura ortostática e a oscilação do centro de força do voluntário nos planos coronal e sagital, observa-se que o voluntário 1 apresentou distribuição de força do pé protético no antepé e retropé uniforme e oscilação antero- posteriormente (AP = 0,709) e létero-leteralmente 0,120 cm. O pé biológico apresentou variação do centro de força na diagonal, mais acentuado lateralmente no antepé e medialmente no retropé (maior concentração) A oscilação antero-posterior (AP= 2,845 cm) maior que a látero-lateral 9 0,483 cm0. A variação de centro de força do corpo foi mais acentuado póstero-lateralmente e oscilação de 1,509 cm e latero-lateral de 0,742 cm (Figura 28B).

O voluntário 2 apresentou no membro com prótese mecânica: pressão média de 0,78 Kgf/cm², pressão máxima 2,10 Kgf/cm², superfície de contato de 35,38 cm² que corresponde a 26% da superfície total do pé (103,24 cm² do pé biológico - 74% da superfície total do pé), percentual de divisão de carga do antepé 12,82% e do retropé 22,64%, distancia do barecentro do pé em relação ao centro de gravidade do corpo de 10,58 cm na pressão média (5,81 cm no pé biológico) (Figura 29A).

No momento da verificação da pressão máxima observa-se que baricentro do pé protético encontra-se 9,76 cm do centro de massa do corpo (6,66 cm do pé biológico) com importante diferença no percentual de carga entre o pé e o retropé em relação à pressão média, porém importante alteração do retropé em relação a pressão média e máxima. A localização do baricentro em ambas tomadas de pressão encontra-se com leve alteração no pé biológico e importante alteração no pé protético, este variando de calcâneo lateral para calcâneo póstero-medial.

Figura 29A. Análise estática na plataforma de força com joelho mecânico voluntário 2 - Pressão média e pressão máxima

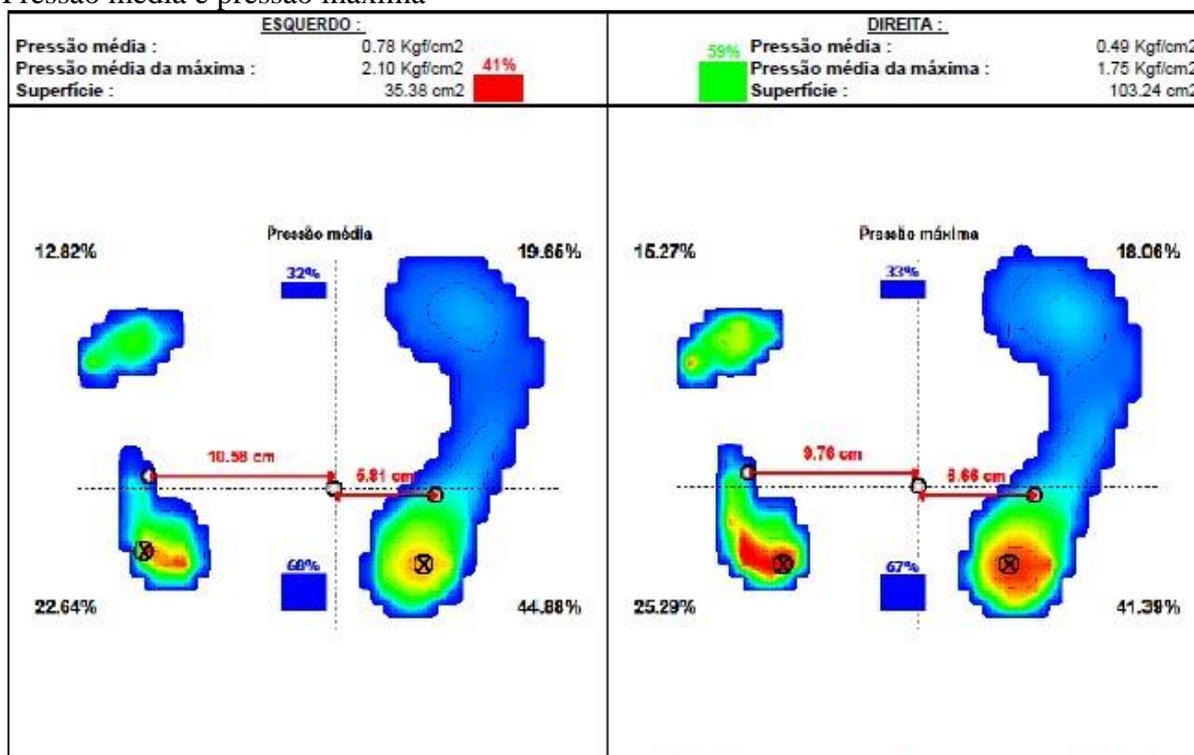
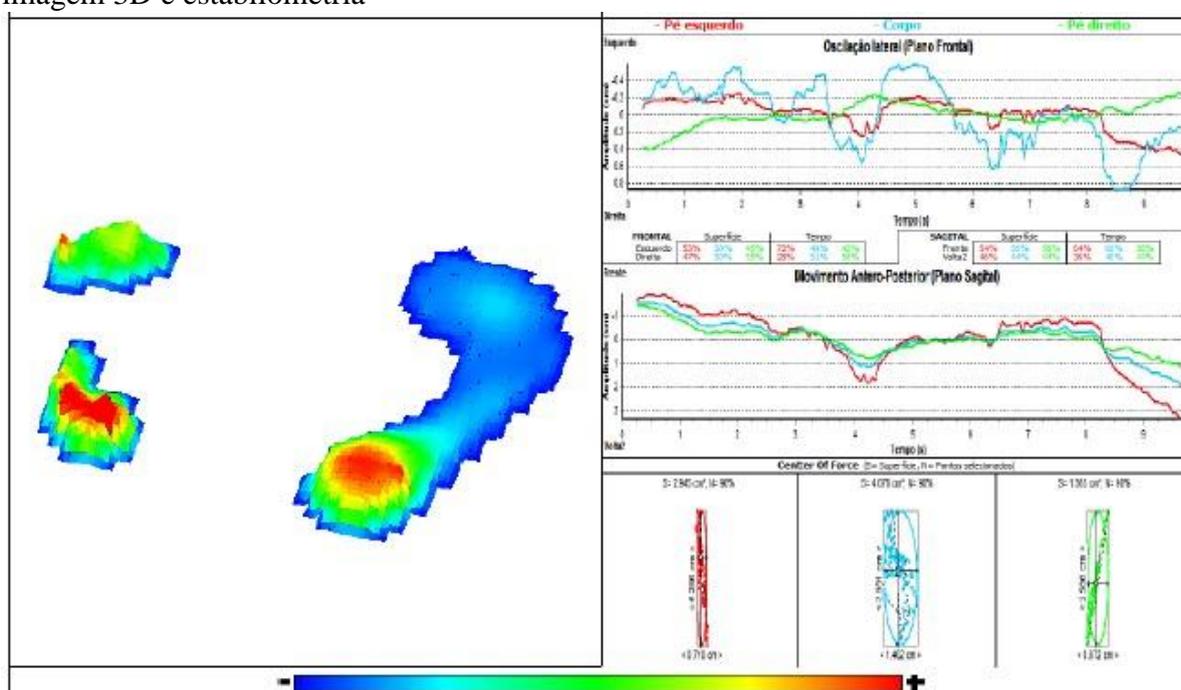


Figura 29B. Análise estática na plataforma de força com joelho mecânico voluntário 2 - imagem 3D e estabilimetria



Fonte: Arquivo da pesquisa

Na estabilometria, o voluntário 2 apresentou variação de centro de força do pé protético e do pé biológico na diagonal, mais acentuado lateralmente no antepé e medialmente no retropé. Com oscilação no pé protético antero-posterior de 5,266 cm e látero-lateral de 0,710 cm e no pé biológico, antero-posterior 2,566 e látero-lateral 0,672. A variação do centro de força do corpo foi mais acentuada antero-posteriormente com oscilação AP= 3,551 cm e látero-lateral 1,462 cm (Figura 29B).

11.3.1.2. Prótese microprocessada

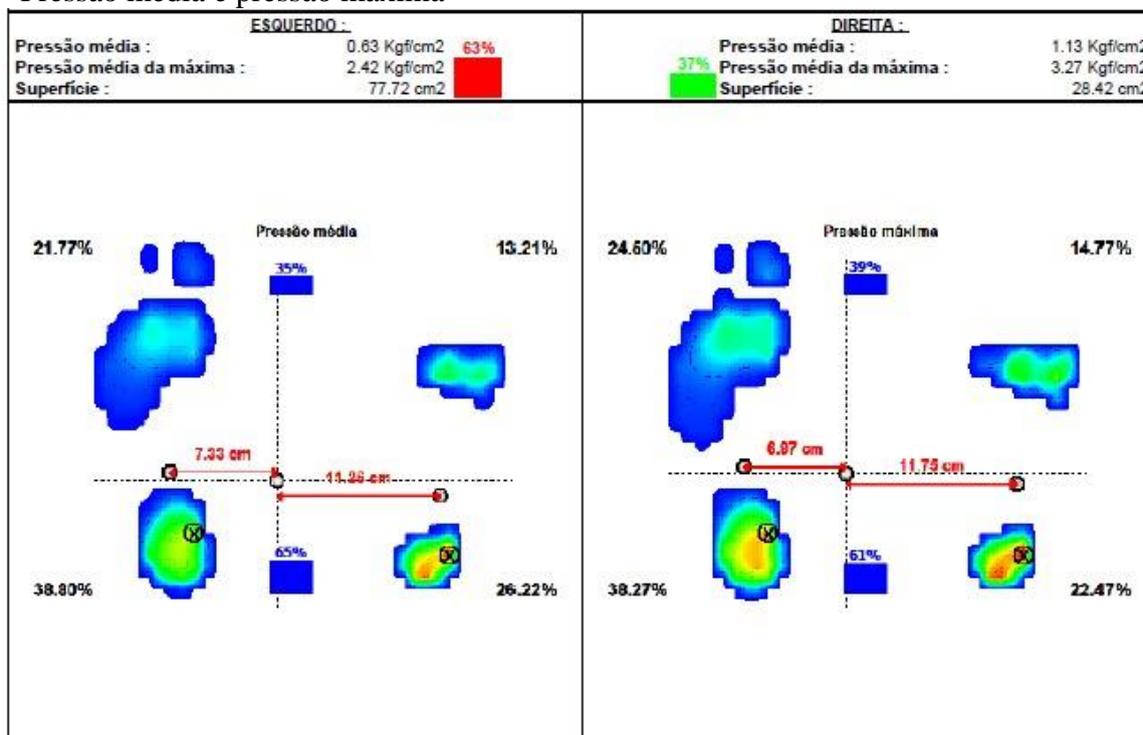
Na avaliação estática com a prótese microprocessada (Tabela 9) observou-se que o voluntário 1 apresentou no membro com prótese: pressão média de 1,13 Kgf/cm², pressão máxima 3,27 Kgf/cm², superfície de contato de 28,42 cm² que corresponde a 27% da superfície total do pé (77,72 cm² – 73% do pé biológico), percentual de divisão de carga do antepé 13,21% e do retropé 26,38%, distancia do baricentro do pé protético em relação ao centro de gravidade do corpo de 11,26 cm na pressão média (pé biológico 7,33 cm) (Figura 30a). No momento da verificação da pressão máxima, observa-se que baricentro do pé protético encontra-se 11,75 cm do centro de massa do corpo e do pé biológico 6,97 cm. Em ambas as pressões, o baricentro apresenta a mesma localização (calcâneo lateral do pé protético e calcâneo antero-medial no pé biológico). Há mínima diferença no percentual de carga entre os antepés e retropés em ambas tomadas de pressão (média e máxima).

Tabela 9. Resultados da baropodometria estática com joelho microprocessado

Baropodometria Estática com joelho Microprocessado		
Variáveis	Voluntário 1 Membro protético	Voluntário 2 Membro protético
Pressão média (Kgf/cm ²)	1,13	1,66
Pressão máxima (Kgf/cm ²)	3,27	3,73
Superfície de contato (cm ²)	28,42	22,62
Percentual de carga do antepé	13,21	20,97
Percentual de carga do retropé	26,38	26,60
Distância do centro de gravidade do pé em relação ao centro de gravidade do corpo na pressão média (cm)	11,26	11,92
Distância do centro de gravidade do pé em relação ao centro de gravidade do corpo na pressão máxima (cm)	11,75	12,30

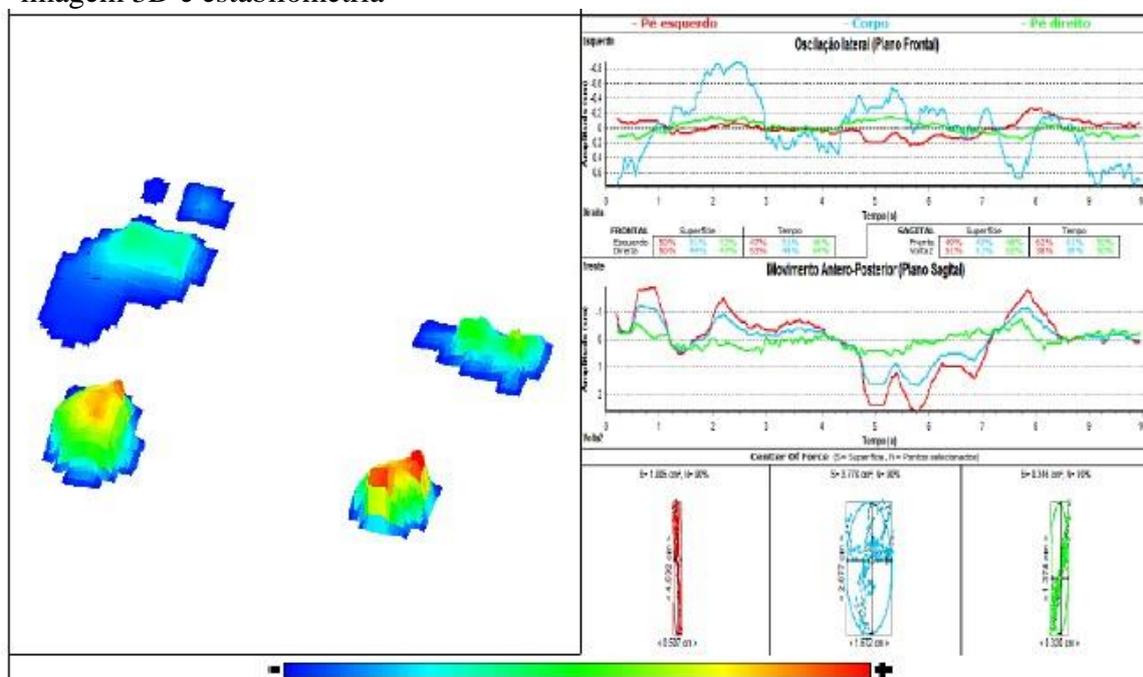
Fonte: Arquivo da pesquisa

Figura 30A. Análise estática na plataforma de força com joelho microprocessado voluntário 1.
- Pressão média e pressão máxima



Fonte: Arquivo da pesquisa

Figura 30B. Análise estática na plataforma de força com joelho microprocessado voluntário 1.
- imagem 3D e estabilometria



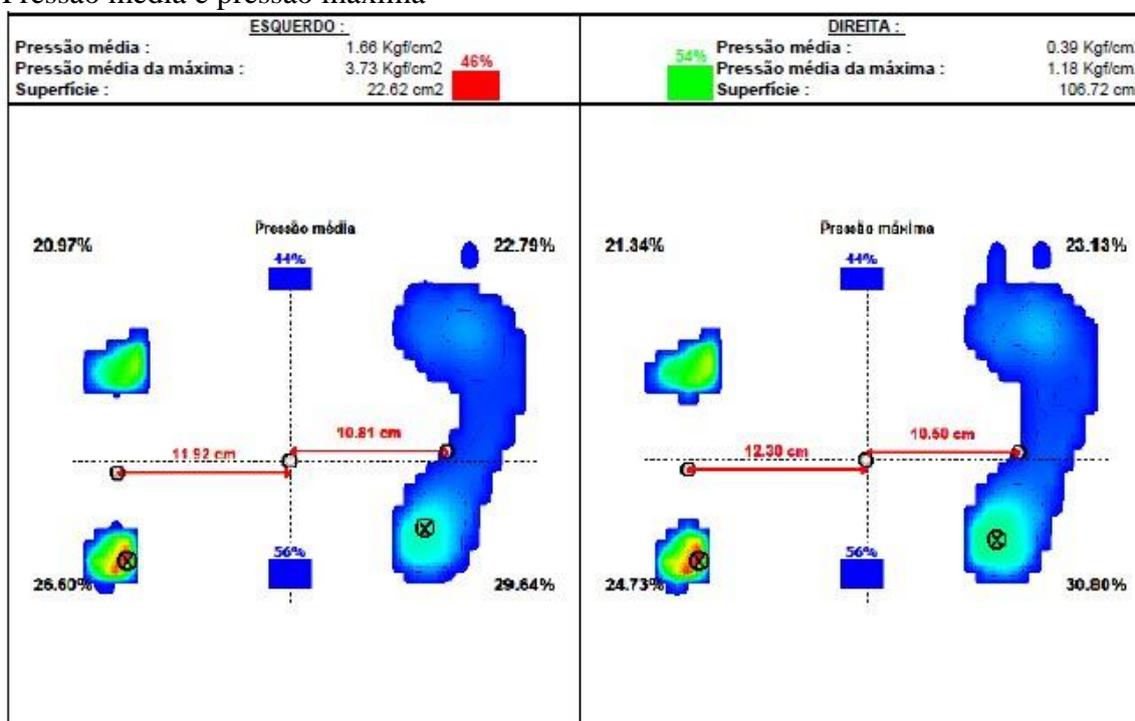
Fonte: Arquivo da pesquisa

Observa-se ainda na divisão de massa do corpo predomínio do peso em MIE, membro não amputado (63%), e no retropé (61%). O centro de força de reação do solo está distribuído diagonalmente no membro com a prótese.

Na estabilometria nos planos coronal e sagital, observa-se que o voluntário 1 apresentou oscilação ântero-posterior de 2,877 cm e latero-lateral de 1,62 cm. Considerando apenas o membro protetizado obteve-se oscilação ântero-posterior de 1,575 cm e latero-lateral de 0,438 cm (figura 30B).

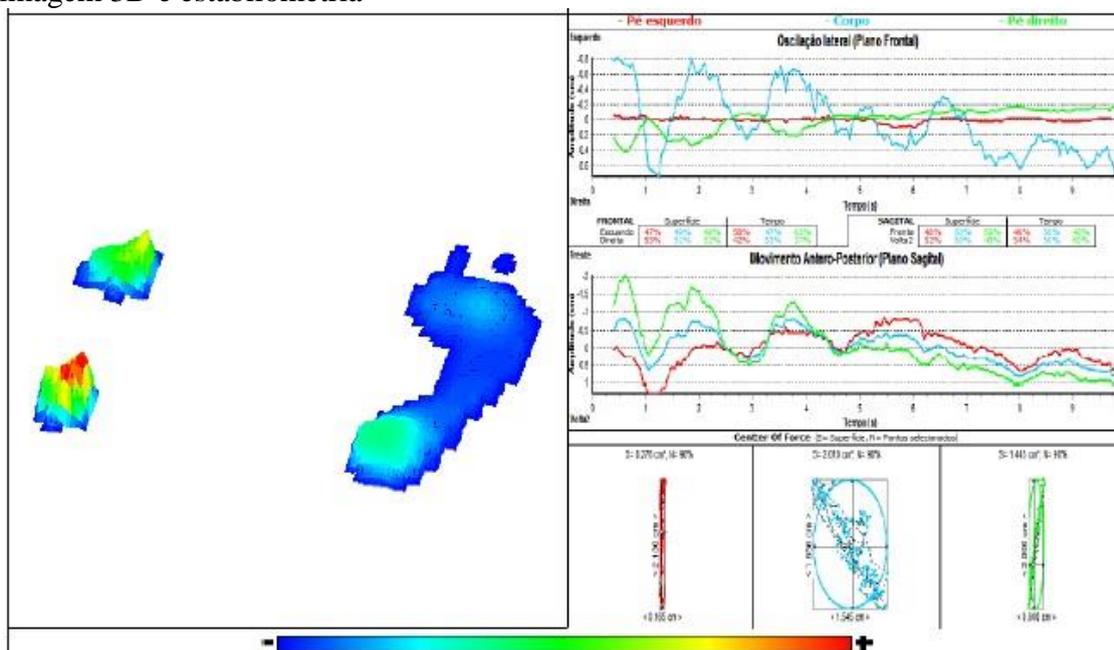
O voluntário 2 apresentou no membro com prótese microprocessada: pressão média de 1,66 Kgf/cm², pressão máxima 3,73 Kgf/cm², superfície de contato de 22,62 cm² que corresponde a 17% da superfície total do pé (106,72 cm² – 83% do pé biológico), percentual de divisão de carga do antepé 20,97% e do retropé 26,60%, distancia do baricentro do pé em relação ao centro de gravidade do corpo de 11,92 cm (Figura 31A). No momento da verificação da pressão máxima observa-se que baricentro do pé protético encontra-se mais lateralizado mais de 30 cm (12,30 cm) do centro de massa do corpo.

Figura 31A. Análise estática na plataforma de força com joelho microprocessado voluntário 2 - Pressão média e pressão máxima



Fonte: Arquivo da pesquisa

Figura 31B. Análise estática na plataforma de força com Joelho microprocessado voluntário 2 - imagem 3D e estabilometria



Fonte: Arquivo da pesquisa

Observa-se ainda na divisão de massa do corpo predominou o peso em MIE, membro não amputado (63%), e no retropé (61%). O centro de força de reação do solo está distribuído diagonalmente no membro com a prótese.

Na estabilometria nos planos coronal e sagital, observa-se que o voluntário 1 apresentou oscilação ântero-posterior de 2,877 cm e latero-lateral de 1,62 cm. Considerando apenas o membro protetizado obteve-se oscilação ântero-posterior de 1,575 cm e latero-lateral de 0,438 cm (Figura 31B).

11.3.2 Avaliação dinâmica

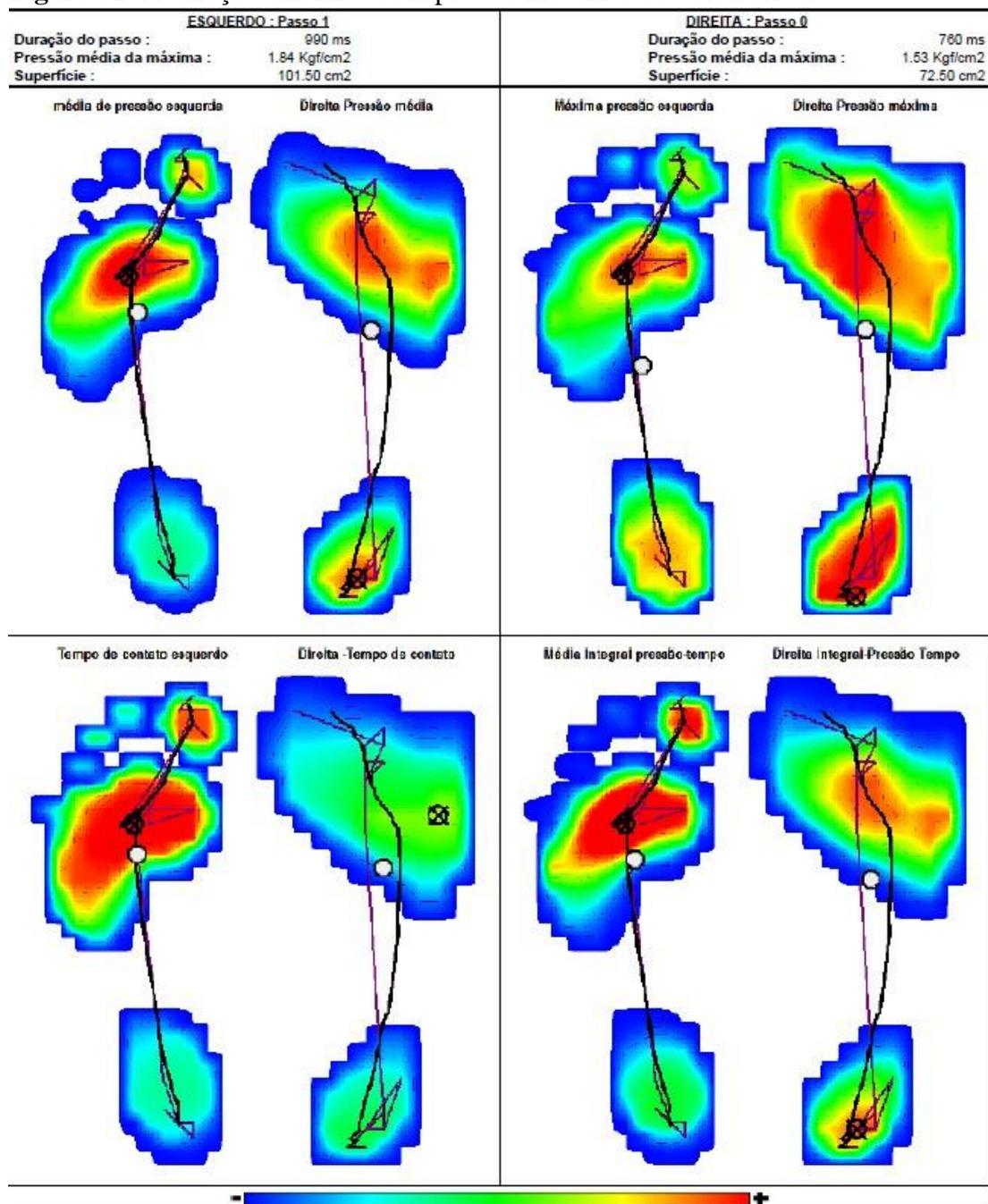
11.3.2.1 Prótese mecânica

Na avaliação dinâmica observa-se o comportamento das forças de reação e pressão em unidade de tempo durante o passo, assim como, o deslocamento do centro de gravidade e do centro de pressão.

O voluntário 1 apresentou, durante o passo, pressão média de 1,53 Kgf/cm², pressão máxima de 4,29 Kgf/cm², superfície de contato de 72,50 cm², duração do passo de 760ms (o

membro biológico apresentou 990 ms) e na integral pressão/tempo observou-se que a pressão permaneceu por maior período na região central do retopé protético (no membro biológico a integral pressão/tempo foi na região central do antepé) (Figura 32).

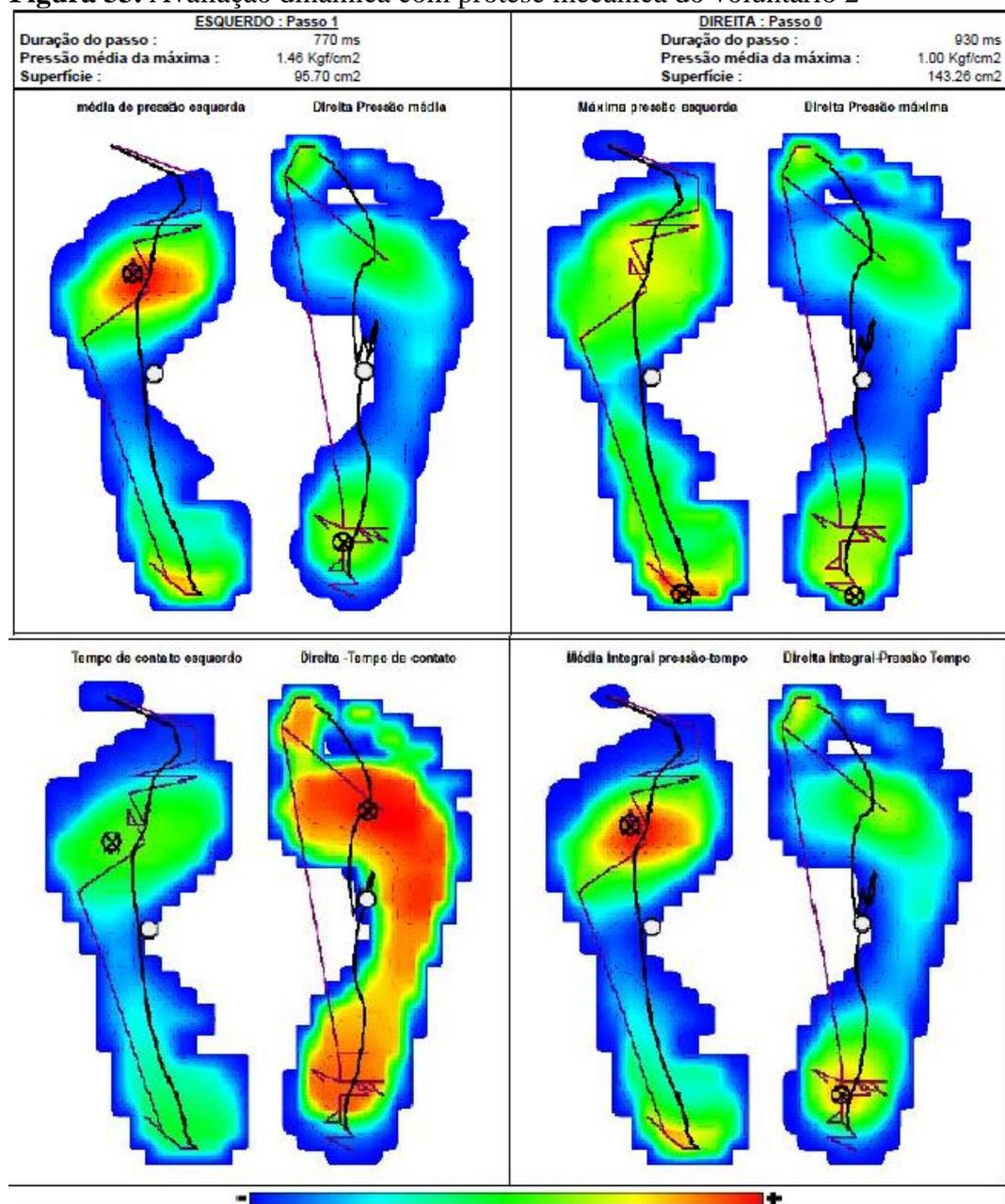
Figura 32. Avaliação dinâmica com prótese mecânica do voluntário 1



Fonte: Arquivo da pesquisa

O voluntário 2 apresentou durante o passo, pressão média de 1,46 Kgf/cm², pressão máxima de 4,29 Kgf/cm², superfície de contato de 95,70 cm², duração do passo de 770ms (o membro biológico apresentou 930 ms) e na integral pressão/tempo observou-se que a pressão permaneceu por maior período na região central do antepé protético (no membro biológico a integral pressão/tempo foi na região central do retropé) (Figura 33).

Figura 33. Avaliação dinâmica com prótese mecânica do voluntário 2



Fonte: Arquivo da pesquisa

Considerando a fase de apoio da marcha (contato inicial, médio apoio e pré-balanço)

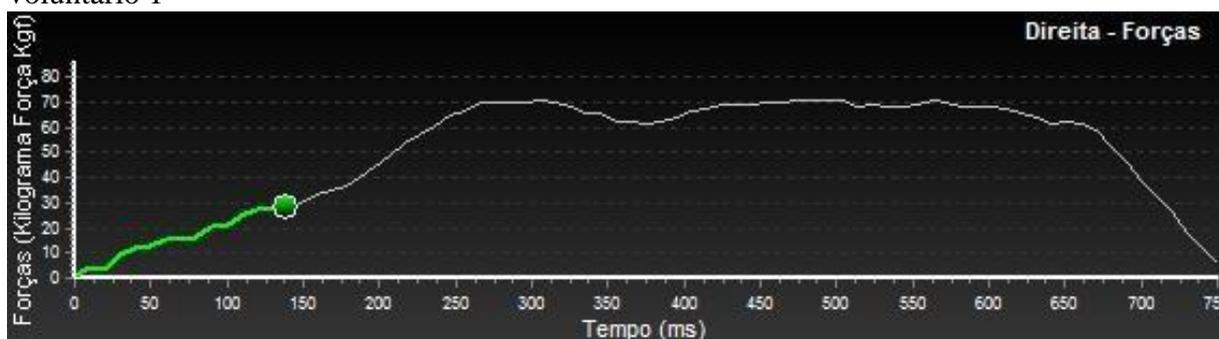
observa-se o comportamento da força de reação do solo, pressão e ativação dos sensores da plataforma de forma.

11.3.2.1.1 Força de atuação prótese x plataforma

11.3.2.1.1.1 Contato inicial

No início do ciclo da marcha observa-se que tanto o voluntário 1 quanto o 2, o pé protético apresenta menor superfície de contato do que o pé biológico. O voluntário 1 apresenta força de atuação da prótese sobre o solo crescente e relativamente uniforme no tempo atingindo o pico aproximadamente aos 250ms e de 70 Kgf (Figura 34).

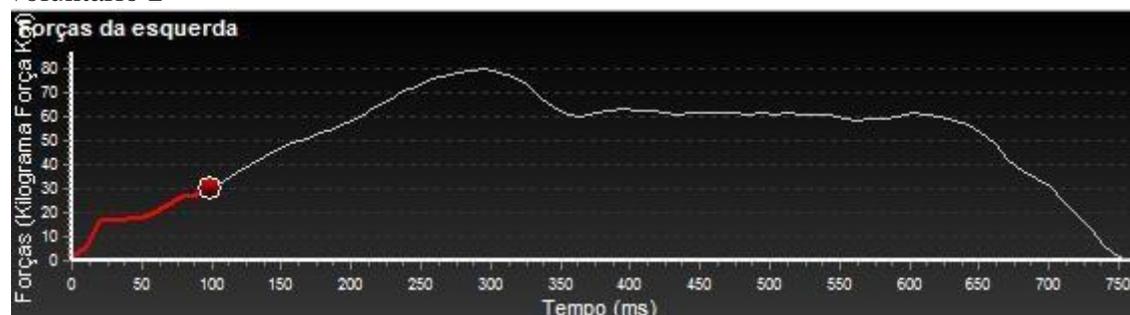
Figura 34. Força (Kgf) x tempo (ms) contato inicial da marcha com prótese mecânica voluntário 1



Fonte: Arquivo da pesquisa

O voluntário 2 atinge maior força de atuação da prótese sobre o solo em 300ms e de 80Kgf (Figura 35).

Figura 35 Força (Kgf) x tempo (ms) contato inicial da marcha com prótese mecânica voluntário 2

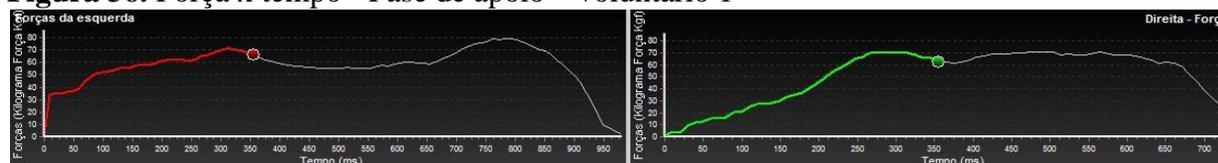


Fonte: Arquivo da pesquisa

11.3.2.1.1.2. Médio apoio e pré-balanço

No médio apoio e pré-balanço observa-se manutenção da força de atuação no solo com semelhança ao pé biológico no voluntário1 (Figura 36).

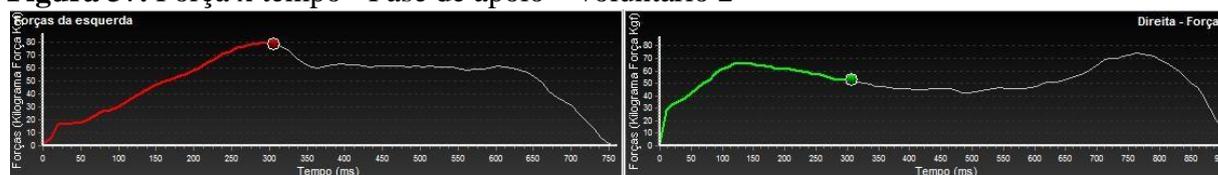
Figura 36. Força x tempo - Fase de apoio – voluntário 1



Fonte: Arquivo da pesquisa

O voluntário 2 mantém maior força de atuação no solo quando comparado ao voluntário 1 e ao seu pé biológico (Figura 37).

Figura 37. Força x tempo - Fase de apoio – voluntário 2



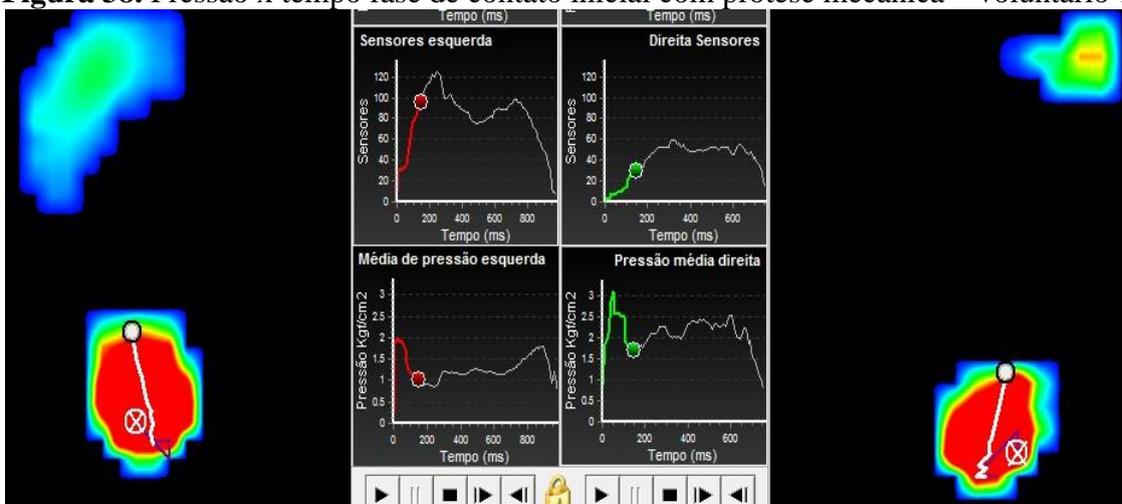
Fonte: Arquivo da pesquisa

11.3.2.1.2. Pressão e sensores

11.3.2.1.2.1. Contato inicial

Quando avaliada, no voluntário 1 e 2, a pressão exercida no contato do pé com a plataforma de força observa-se ausência do primeiro rolamento da marcha no membro protetizado, iniciando o contato com forte pressão ($P1= 3,67 \text{ Kgf/cm}^2$, $P2= 4,29 \text{ Kgf/cm}^2$). No voluntário 1, o centro de gravidade (linha branca) se desloca anteriormente e há deslocamento da linha de pressão (roxa) para lateral (Figura 38). Não se observa deslocamento da linha de pressão em relação ao centro de gravidade no membro biológico. No voluntario 2, a linha de pressão se desloca lateral a anterior ao centro de gravidade, enquanto no seu pé biológico, a linha de pressão permanece no retropé com resistência ao deslocamento (Figura 39).

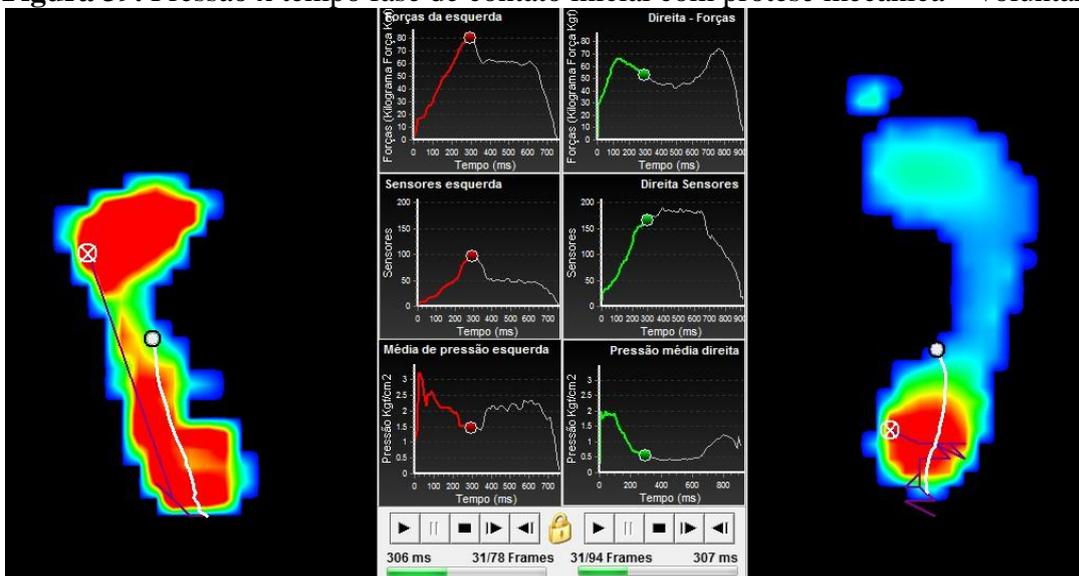
Figura 38. Pressão x tempo fase de contato inicial com prótese mecânica – voluntário 1



Fonte: Arquivo da pesquisa

Em relação ao número de sensores ativados nessa fase observa-se menor ativação com o membro protetizado em ambos voluntários. Foram observados ativação de aproximadamente 30 sensores nos primeiros 150ms. No pé biológico 90 sensores aproximadamente foram ativados (Figura 39).

Figura 39. Pressão x tempo fase de contato inicial com prótese mecânica – voluntário 2



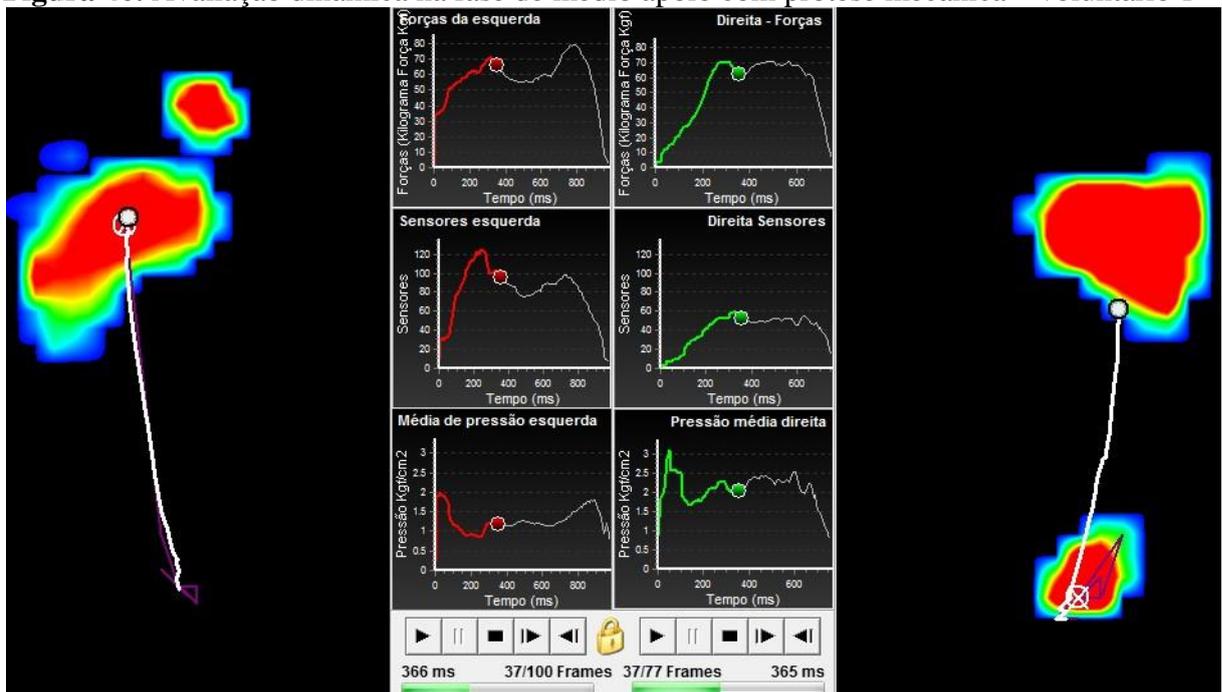
Fonte: Arquivo da pesquisa

11.3.2.1.2.2 Médio apoio e pré-balanço

Na fase de apoio observa-se que no voluntário 1, a maior pressão continua no retropé protético, porém com menor intensidade ($P = 3,18 \text{ Kg/cm}^2$) e com deslocamento do centro de

pressão para centro, enquanto o centro de gravidade continua dirigindo-se anteriormente. No pé biológico, o centro de gravidade e o centro de pressão são coincidentes nessa fase (Figura 40). Quanto ao número de sensores ativados, observa-se maior ativação nessa fase, no entanto ainda menor que a ativação pelo membro biológico. No voluntário 2 observa-se maior pressão no antepé lateral ($P = 2,91 \text{ Kgf/cm}^2$) e a linha de pressão se desloca lateral a anterior ao centro de gravidade.

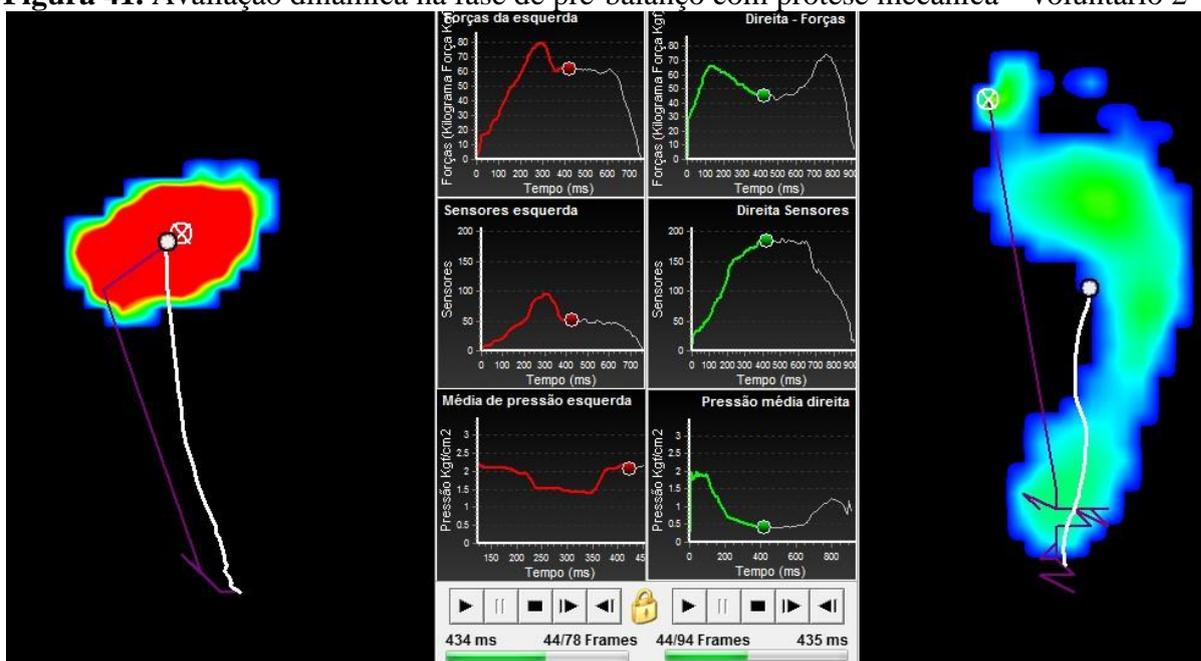
Figura 40. Avaliação dinâmica na fase de médio apoio com prótese mecânica – voluntário 1



Fonte: Arquivo da pesquisa

No pré-balanço, observa-se que o pé protético atinge essa fase mais precocemente em ambos os voluntários em relação aos respectivos pés biológicos. O centro de gravidade e o centro de pressão estão coincidentes nos voluntário 1 e 2, localizados no antepé centralmente e de intensidade ($P_1 = 3,66 \text{ Kgf/cm}^2$, $P_2 = 2,86 \text{ Kgf/cm}^2$) maior que o pé biológico ($P = 2,38 \text{ Kgf/cm}^2$ e $P_2 = 0,83 \text{ Kgf/cm}^2$) e sem alteração importante no número de sensores ativados (Figura 41).

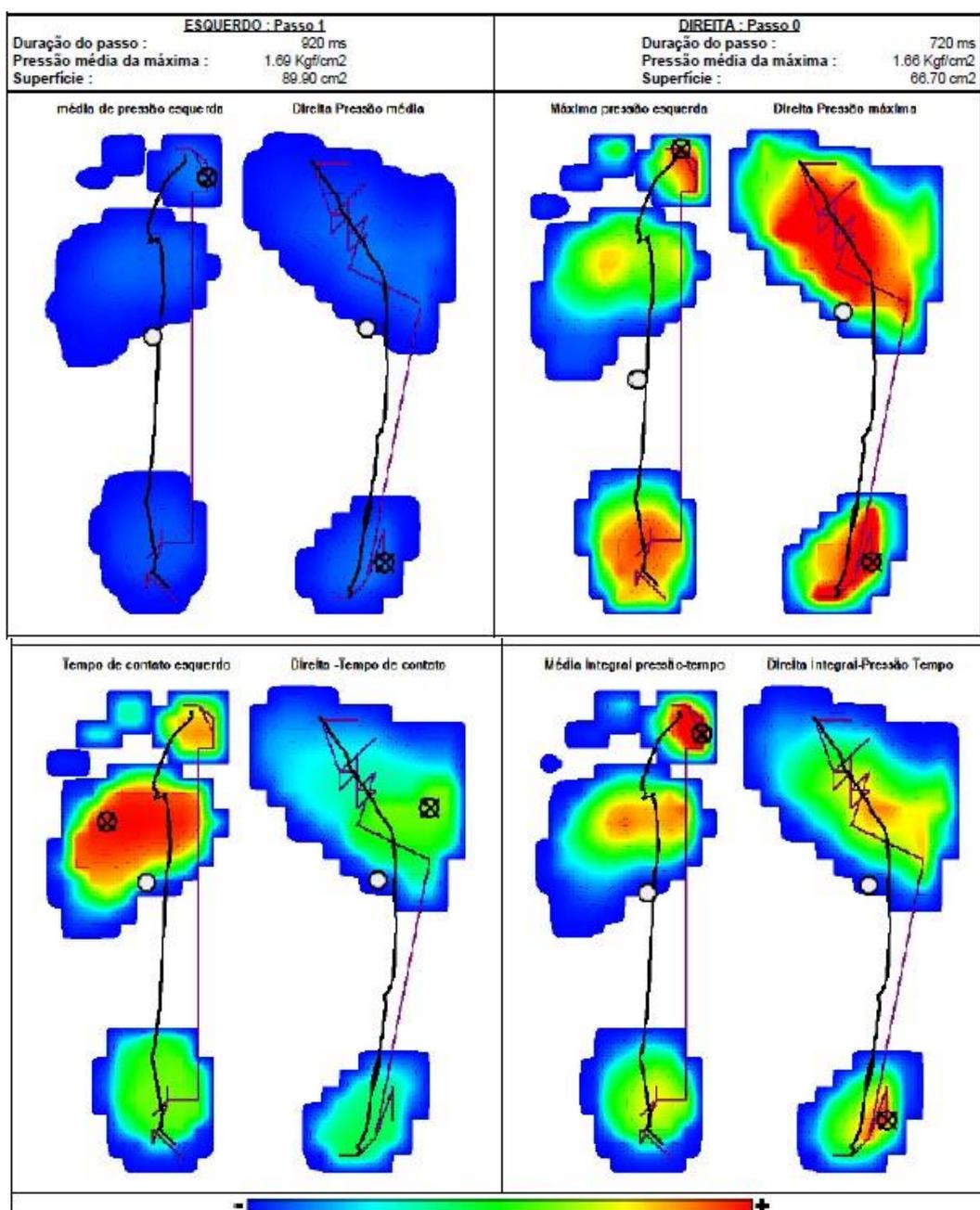
Figura 41. Avaliação dinâmica na fase de pré-balanço com prótese mecânica – voluntário 2



Fonte: Arquivo da pesquisa

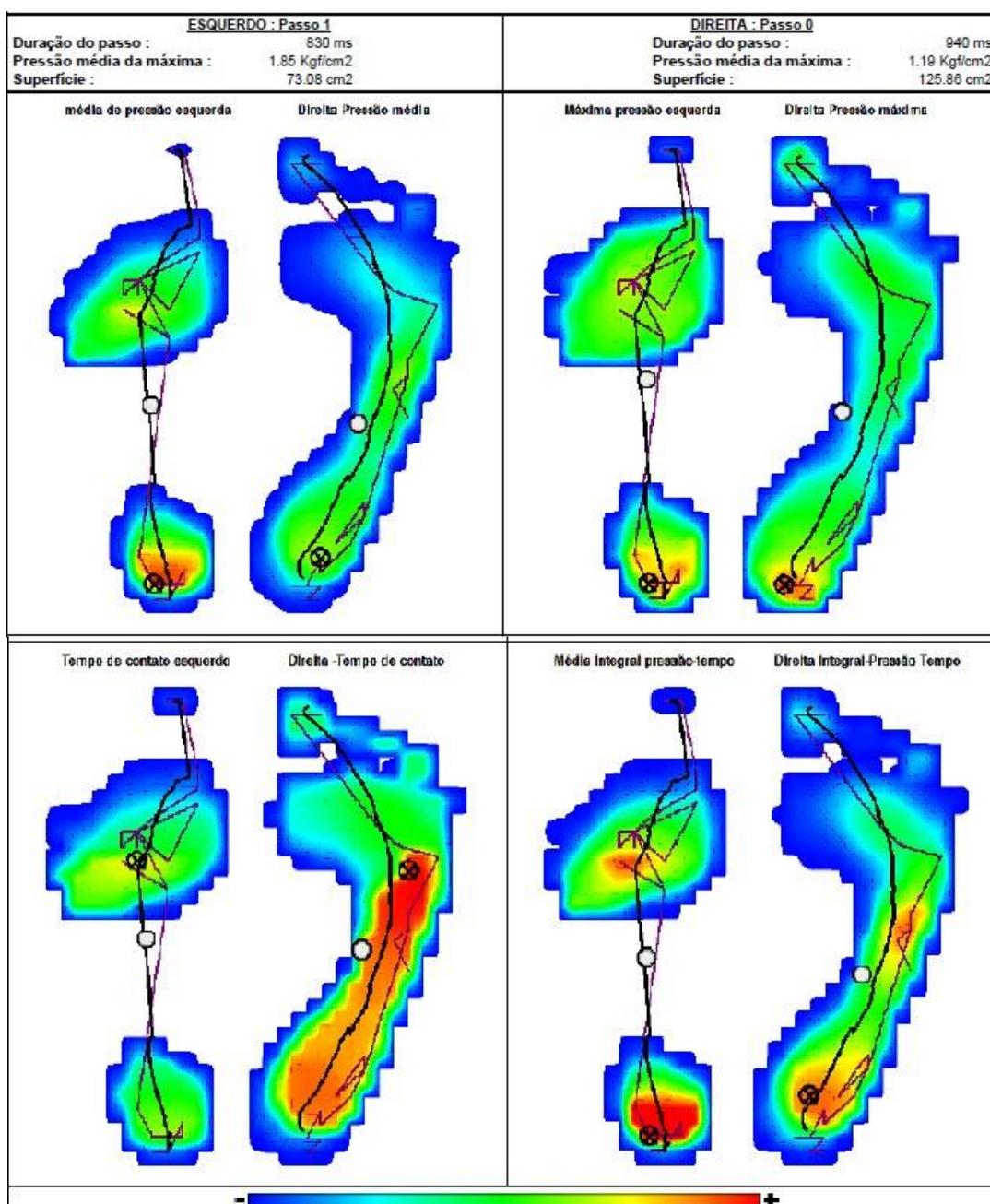
11.3.2.2 Prótese microprocessada

Na avaliação dinâmica com a prótese com o joelho microprocessado observa-se que o voluntário 1 apresentou, durante o passo, pressão média de 1,66 Kgf/cm², pressão máxima de 4,36 Kgf/cm², superfície de contato de 66,70 cm², duração do passo de 720ms (o membro biológico apresentou 920 ms) e na integral pressão/tempo observou-se que a pressão permaneceu por maior período na região lateral do retropé protético (no membro biológico a integral pressão/tempo foi no hálux) (Figura 42).



Fonte: Arquivo da pesquisa

O voluntário 2 apresentou pressão média de 1,85 Kgf/cm², pressão máxima de 4,29 Kgf/cm², superfície de contato de 73,08 cm², duração do passo de 830ms (o membro biológico apresentou 940 ms) e na integral pressão/tempo observou-se que a pressão permaneceu por maior período também na região lateral do retropé protético (no membro biológico a integral pressão/tempo foi no retropé) (Figura 43).



Fonte: Arquivo da pesquisa

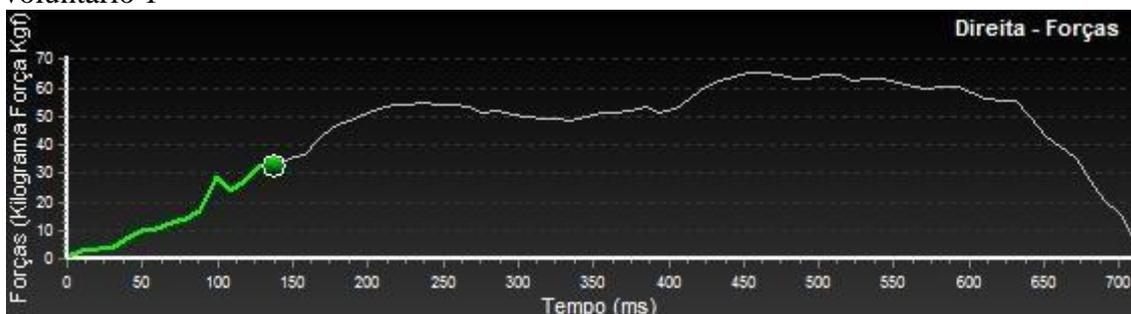
11.3.2.2.1. Força de atuação prótese x plataforma

11.3.2.2.1.1 Contato inicial

No início do ciclo da marcha observa-se que o pé protético dos voluntários 1 e 2 apresentam menor superfície de contato do que os pés biológicos. Apresentam força de reação

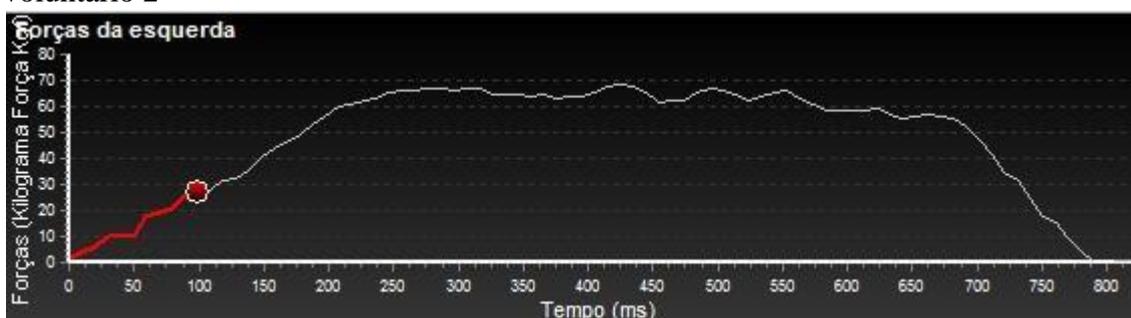
do solo crescente, porém a do voluntário 1 é não uniforme no tempo. Ambos não atingem seu pico nessa fase da marcha (Figura 44 e 45).

Figura 44. Força (Kgf) x tempo (ms) contato inicial da marcha com prótese microprocessada voluntário 1



Fonte: Arquivo da pesquisa

Figura 45. Força (Kgf) x tempo (ms) contato inicial da marcha com prótese microprocessada voluntário 2

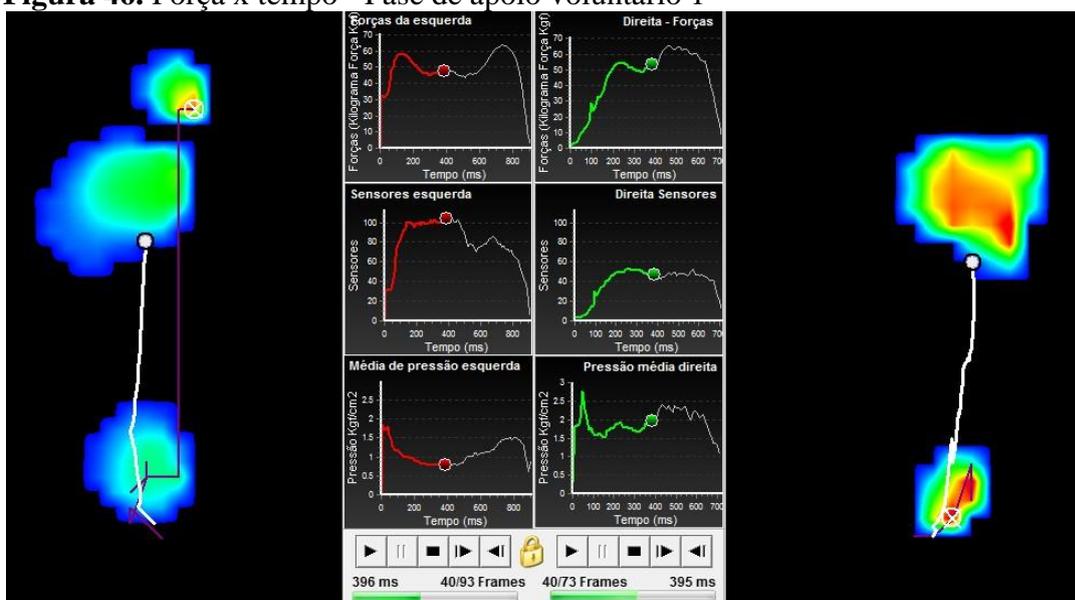


Fonte: Arquivo da pesquisa

11.3.2.2.1.2 Médio apoio e pré-balanço

No médio apoio observa-se um leve vale com alívio da força de reação do solo que atinge seu pico no início do pré-balanço com tempo de 752ms e aproximadamente força de 65 Kgf (Figura 46).

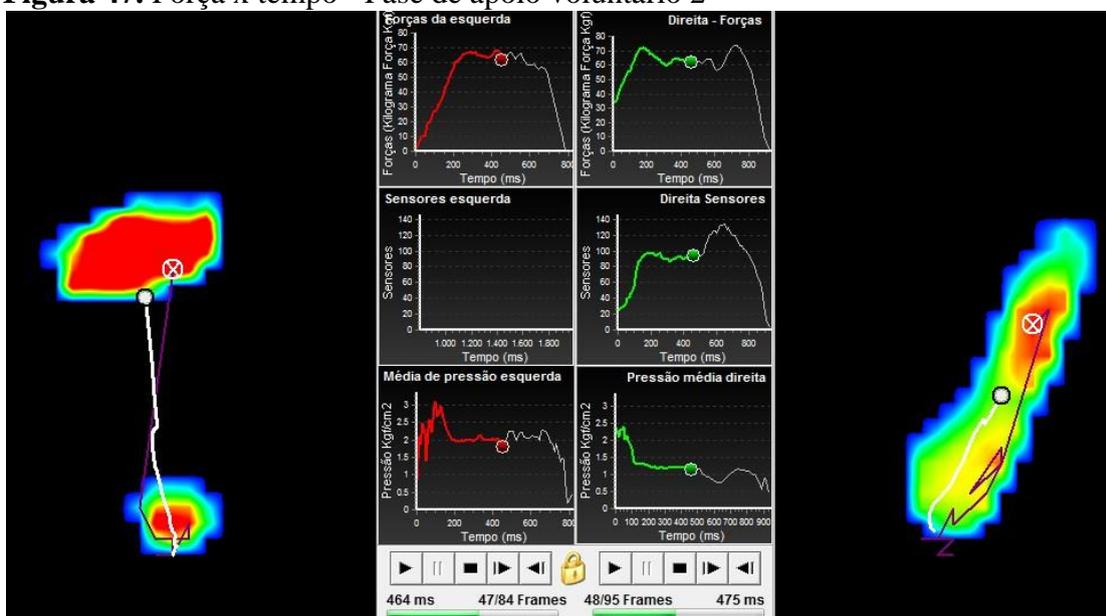
Figura 46. Força x tempo - Fase de apoio voluntário 1



Fonte: Arquivo da pesquisa

O voluntário 2 apresenta manutenção da força de reação do solo próxima do máximo e que atinge seu pico na fase de apoio com tempo de 435ms e aproximadamente força de 70 Kgf (Figura 47).

Figura 47. Força x tempo - Fase de apoio voluntário 2



Fonte: Arquivo da pesquisa

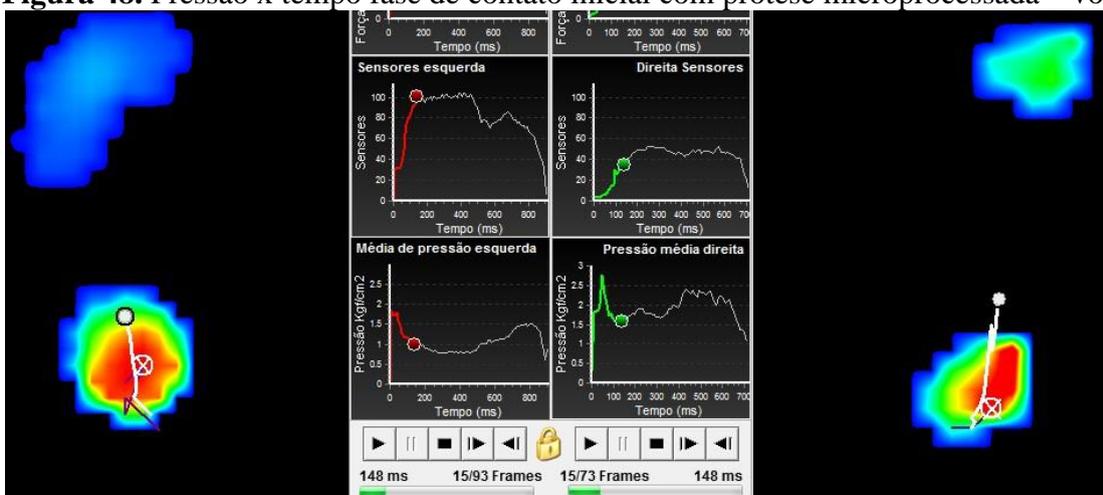
11.3.2.2.2 Pressão e sensores

11.3.2.2.2.1 Contato inicial

Nos voluntário 1 e 2 com joelho C-leg® observa-se ausência do primeiro rolamento da marcha no membro protetizado e pico precoce de pressão ($P_1 = 3,73 \text{ Kgf/cm}^2$, $P_2 = 4,22 \text{ Kgf/cm}^2$) onde o centro de gravidade se desloca anteriormente e há deslocamento da linha de pressão para lateral (Figura 48). Observa retardamento da linha de pressão em relação ao centro de gravidade nos membros artificiais e biológicos.

Em relação ao número de sensores ativados nessa fase observa-se menor ativação com o membro protetizado. Foram observados ativação de aproximadamente 30 sensores nos primeiros 150ms. No pé biológico 100 sensores aproximadamente foram ativados.

Figura 48. Pressão x tempo fase de contato inicial com prótese microprocessada – voluntário 1



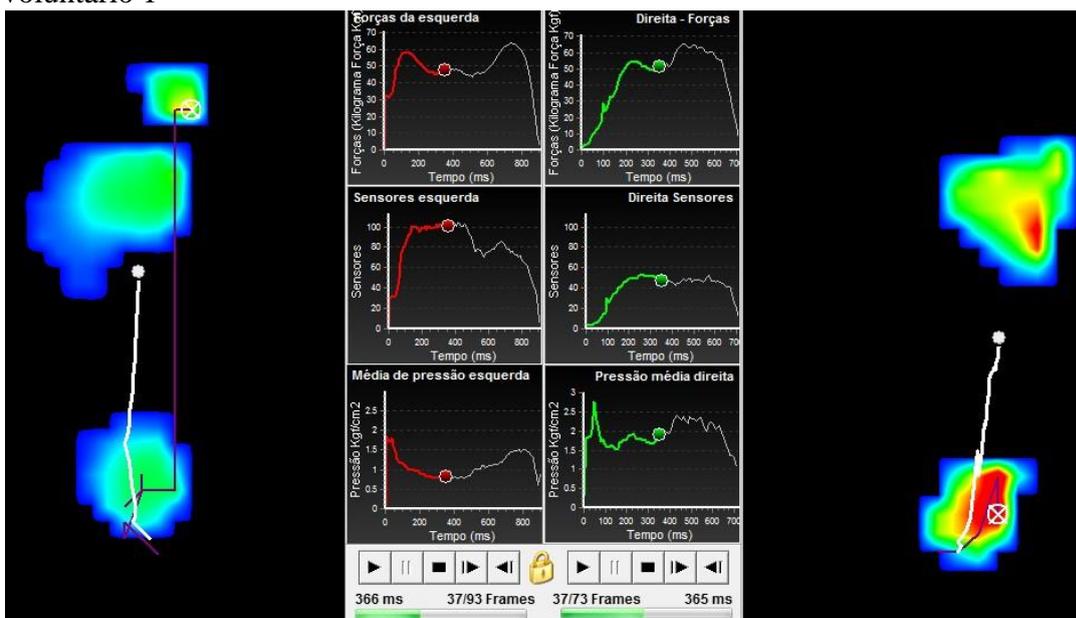
Fonte: Arquivo da pesquisa

11.3.2.2.2.2 Médio apoio e pré-balanço

Na fase de apoio, no voluntário 1, a maior pressão continua no retropé protético, porém com maior intensidade ($P = 4,09 \text{ Kgf/cm}^2$) e com manutenção do centro de pressão na lateral do calcâneo, enquanto o centro de gravidade continua dirigindo-se anteriormente. No pé biológico, o centro de gravidade encontra-se no médiopé, enquanto o centro de pressão já atinge o hálux (Figura 49). No voluntário 2, na fase de apoio do médio pé, a pressão é menor

que no contato inicial. O centro de pressão, no entanto está no antepé medial ao centro de gravidade. No pé biológico, o centro de pressão está próximo ao centro de gravidade no médiopé. Quanto ao número de sensores ativados, observa-se maior ativação nessa fase, no entanto ainda menor que a ativação pelo membro biológico.

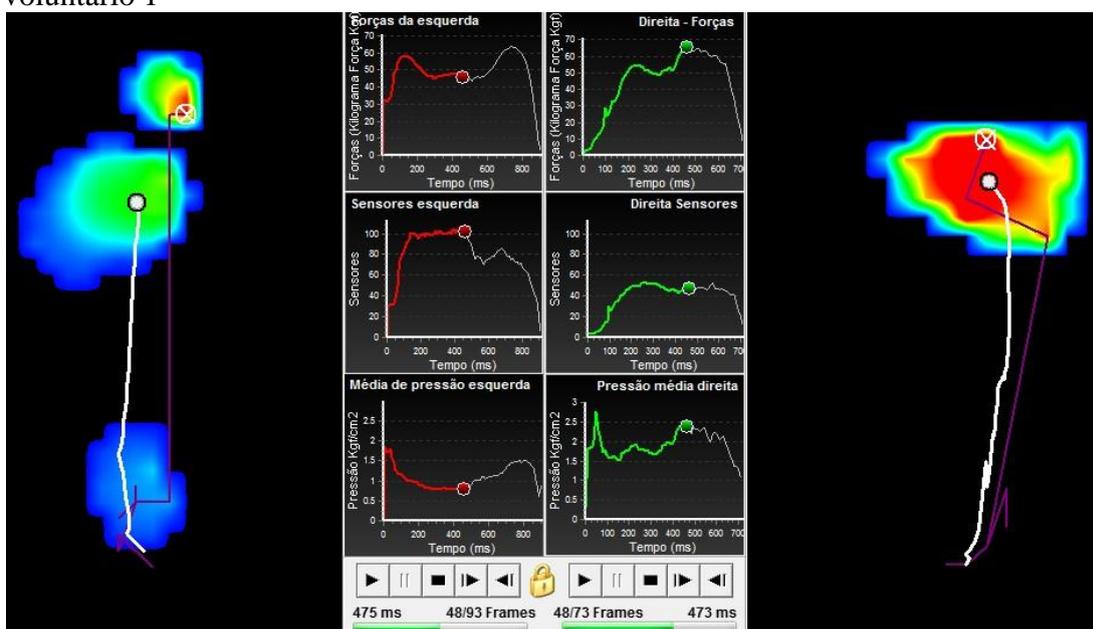
Figura 49. Avaliação dinâmica na fase de médio apoio com prótese microprocessada – voluntário 1



Fonte: Arquivo da pesquisa

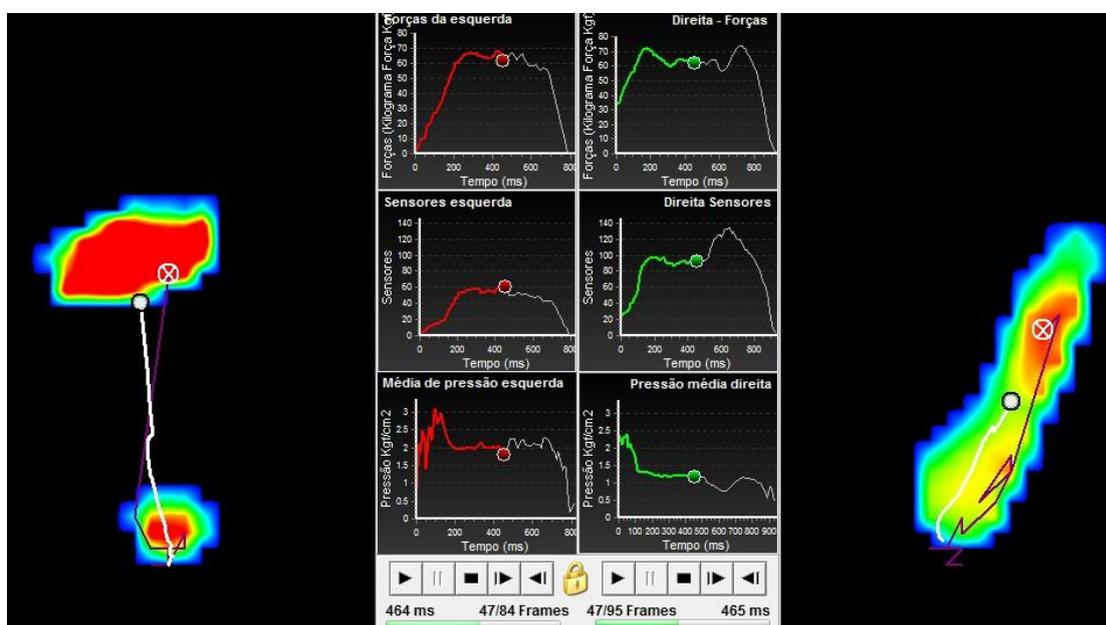
No pré-balanço, o centro de gravidade encontra-se mais proximal e mais central que o centro de pressão localizados no antepé e de intensidade ($P1= 3,87\text{Kgf/cm}^2$) maior do que o pé biológico ($P2= 2,91\text{Kgf/cm}^2$) e com leve queda no número de sensores ativados (Figuras 50 e 51).

Figura 50. Avaliação dinâmica na fase de pré-balanço com prótese microprocessada – voluntário 1



Fonte: Arquivo da pesquisa

Figura 51. Avaliação dinâmica na fase de médio apoio com prótese microprocessada – voluntário 2



Fonte: Arquivo da pesquisa

12 DISCUSSÃO

A atenção na saúde destinada ao paciente amputado revela-se basicamente de duas maneiras: acesso pelos usuários a próteses desenvolvidas com alta tecnologia e alto custo; e acesso a próteses artesanais com tecnologia limitada e baixo custo. O indivíduo hígido com alta demanda física, profissional e recreativa que, de repente, se vê sem um membro do corpo passa de expectador para ator de um grande drama pessoal e nova realidade a ser enfrentada em sua vida social e profissional. As políticas públicas, os centros de estudo e excelência nessa área, os tipos de insumos, materiais e técnicas consagradas, aprimoradas ou renovadas se tornam relevante para o novo cidadão constituído.

No Brasil ainda se carece de políticas que ofereçam melhores próteses aos seus usuários e que incentivem centros de pesquisa a buscarem inovações nessa área. Esse trabalho reflete um pouco toda essa carência. Encontrou-se grande dificuldade desde o acesso a prótese que se pretendia estudar (microprocessada) até o acesso aos meios de análises e tratamento dos dados levantados.

A região Nordeste do país e suas instituições de pesquisa não possuem tradição de pesquisa nessa área de reabilitação (próteses para membros amputados), no entanto existem avanços impulsionados principalmente pelo impacto social e no sistema de saúde para que o desenvolvimento de novas tecnologias nessa área possam se apresentar

A multidisciplinaridade atualmente é mais do que uma tendência, é uma realidade posta e definitiva. A atenção ao paciente amputado requer a atuação de inúmeras áreas do conhecimento. A Medicina e a Engenharia são áreas complementares nesse sentido, dessa forma, foram estabelecidos, nessa pesquisa, critérios técnicos biomecânicos para a modelagem de joelhos protéticos ativos com uso de microprocessadores, bem como a análise comparativa de requisitos funcionais de joelhos mecânicos e microprocessados em amputados transfemorais vítimas de politrauma.

O homem convive com a possibilidade de perda de um membro em toda sua existência, logo a cirurgia de amputação é um dos procedimentos mais antigos da medicina. Suas causas historicamente vão desde episódios traumáticos, e outras de natureza orgânica, até judiciais, já que em algumas sociedades, a amputação de membro está previsto em seus códigos penais.

As estratégias de tratamento desse evento físico e psicologicamente traumático foram

trabalhadas desde a idade antiga com uso de madeira, couro e extrato de plantas, pelos egípcios, até o uso de resinas, metais e tecnologias avançadas desenvolvidas por Médicos e Engenheiros com avanço exponencial principalmente no período pós guerras mundiais.

Compreender a biomecânica humana, os determinantes da marcha, o gasto energético envolvido nesse evento constitui a matéria prima e o ponto de partida do modelamento para o desenvolvimento de materiais e próteses para fins de reabilitação efetiva dos pacientes amputados proporcionando uma reabilitação efetiva, isto é, uma locomoção adequada (sem dor, assimetrias, compensações) com mínimo de consumo de oxigênio possível e alto grau de rendimento e satisfação do usuário, proporcionando-lhe o retorno as suas atividades físicas, laborais e recreativas.

A prótese para o membro ausente no nível transfemoral constitui-se em um sistema complexo composto por um encaixe (interface homem-máquina) único ou duplo confeccionado geralmente com resinas e metilmetacrilato e utilização de malha de vidro e/ ou de carbono, e silicone no componente interno. Ainda conectores, tubos modulares (aço inoxidável, alumínio, titânio e carbono), joelho protético de mecanismo passivo (mecânicos) e ativos (microprocessados) ou mistos, além de pés protéticos. Idealmente deve apresentar um sistema inteligente, ou seja, capaz de reconhecer os movimentos dos membros, de acordo com cada fase do ciclo da marcha e posterior execução de ações de controle para o exercício de uma marcha normal.

Os mecanismos de controle dos joelhos protéticos são os de estado finitos. Os atuadores variam de acordo com o tipo de joelho: mecânico com autobloqueio (utilização de molas), pneumático e hidráulico, este último com ou sem componente microprocessado, no qual utiliza sensor de carga para caracterizar o ciclo da marcha.

O conhecimento da marcha humana possui relevante importância, na medida em que se faz necessário determinar os “instantes” de cada fase do ciclo com a finalidade de reação de controle da marcha de acordo com cada momento atual. A utilização do circuito e do baropodômetro teve clara intenção de, através das análises realizadas observarem o comportamento de cada joelho testado. Deve-se observar que no joelho mecânico não há um sensor instalado, sendo seu controle realizado pela propriocepção do paciente e o atuador a partir do toque do pé protético no solo; diferentemente do joelho hidráulico microprocessado que possui um sensor de pressão na extremidade inferior do tubo distal.

De acordo com os dados levantados foram realizadas suas análises que serão

discutidas seguindo-se a ordem do organograma apresentado.

Na antropometria, os voluntários apresentam gênero masculino, estatura, comprimento do membro biológico, comprimento da coxa e comprimento da perna, circunferências proximal e distal equivalentes. Possuem mesmo peso corporal e tipo de coto (cilíndricos). O voluntário 1 possui coto de amputação maior do que o voluntário 2, porém ambos com cotos com comprimento maior que a metade do comprimento da coxa. Nas radiografias do membro não amputado observou-se genovalgo fisiológico em ambos voluntários. Nas radiografias panorâmicas do membro amputado observou-se varização do coto de amputação em todas as tomadas (Rx sem prótese, Rx com prótese mecânica e Rx com prótese microprocessada). O ângulo entre o eixo anatômico e o eixo mecânico, assim como o afastamento do coto em relação ao eixo de carga foi menor com uso da prótese microprocessada. A varização do coto impede uma marcha mais fisiológica e apresenta maior exigência compensatória e menor eficiência da marcha

Na prova do percurso linear observou-se que a prótese com joelho C- leg apresentou em ambos voluntários menores tempos com maiores velocidades em todas as tomadas de execução (Tabela 10).

Tabela 10. Análise comparativa das próteses mecânica e microprocessada no circuito linear

Percurso linear: prótese mecânica x prótese microprocessada				
Variáveis	Prótese mecânica		Prótese microprocessada	
	V1	V2	V1	V2
Mt (s)	7,44	4,96	4,65	4,31
Mv (m/s)	0,81	1,20	1,29	1,39

V1: voluntário 1; V2: voluntário 2; Mt: média de tempo em segundos; Mv: média de velocidade em metros por segundo

Fonte: Arquivo da pesquisa

No teste do percurso quadrado onde é exigido do executor mudança rápida de direção necessitando maior equilíbrio, propriocepção e resposta da prótese a essas constantes mudanças observou-se que com joelho C- leg foi alcançada maior distância percorrida (Tabela 11).

Tabela 11. Análise comparativa das próteses mecânica e microprocessada no circuito quadrado

Percurso quadrangular em 60 segundos: prótese mecânica x prótese microprocessada				
Variáveis	Prótese mecânica		Prótese microprocessada	
	V1	V2	V1	V2
D (m)	43	57,3	55,5	81
Mv (m/s)	0,71	0,95	0,92	1,35

D: distância em metros

Fonte: Arquivo da pesquisa

No teste do obstáculo onde se exige melhor ajuste da prótese no coto, melhor controle sobre a mesma com exigência de flexão e extensão, assim como, descarga de peso sobre a prótese observou-se melhor desempenho do joelho C- leg com menor número de tentativas para a conclusão do teste e menor tempo de execução.

No teste de inclinação onde o controle sobre a prótese relacionado à sensação de segurança e equilíbrio é avaliado observou-se a conclusão do teste com menor número de tentativas de execução e maiores distâncias adquiridas com a prótese com joelho C- leg (Tabela 12).

Tabela 12. Análise comparativa das próteses mecânica e microprocessada no teste da inclinação

Teste da inclinação: prótese mecânica x prótese microprocessada				
Variáveis	Prótese mecânica		Prótese microprocessada	
	V1	V2	V1	V1
Dm (cm)	12,83	11,6	15,4	14,4

Dm: Distância média em centímetros

Fonte: Arquivo da pesquisa

Na avaliação baropodométrica estática, a análise foi realizada considerando as diferenças dos dados de cada voluntário com cada tipo de prótese observando-se as variáveis aplicadas.

Considerando o voluntário 1 observou-se que a prótese microprocessada apresentou menor pressão média, pressão máxima e superfície de contato; e maior percentual de carga no retopé. Em relação ao centro de massa, a prótese microprocessada apresentou maior distância em relação ao centro de massa do corpo nas pressões média e máxima. A localização do baricentro do membro protetizado, na pressão média, apresentou deslocamento de centro-medial do calcâneo na prótese mecânica e para anterolateral na prótese microprocessada. Na pressão máxima houve deslocamento de pósterolateral para centro-lateral do calcâneo. No membro biológico, o baricentro na pressão média deslocou-se de centro do calcâneo com

prótese mecânica e para ântero-medial com prótese microprocessada. Na pressão máxima, o baricentro localizou-se anteromedialmente no calcâneo em ambas as próteses. Na estabilometria observam-se que há predominância em ambas as próteses de distribuição do centro de força dos pés e do corpo na diagonal. Quanto à área de concentração de força no pé da prótese mecânica foi variável e na microprocessada localizou-se no antepé lateral. No corpo observou-se maior área de concentração de força posterior à esquerda na prótese mecânica e anterior à direita na prótese microprocessada. Quanto à oscilação observou-se no pé protético, no pé biológico e no corpo houve maior variação anteroposterior, sendo mais intensa na prótese mecânica.

Considerando o voluntário 2 observou-se que a prótese microprocessada apresentou maior pressão média, máxima, percentual de carga do antepé e retropé; e menor superfície de contato. Em relação ao centro de massa também se observou maior baricentro com a prótese microprocessada em ambas as pressões. A localização do baricentro do membro protetizado, na pressão média, deslocou-se de calcâneo centro-lateral da prótese mecânica para centro-medial na prótese microprocessada. Na pressão máxima houve deslocamento do baricentro do calcâneo posteromedial da prótese mecânica para centro-medial com a microprocessada. No membro biológico, na pressão média, o baricentro se desloca de calcâneo central para Antero-central. Na pressão máxima, o baricentro localiza-se no calcâneo centro medial em ambas as próteses. Quanto à estabilometria observa-se que, em ambas as próteses, a distribuição do centro de força dos pés biológico e protético e do corpo ocorreu na diagonal. Quanto à área de concentração do centro de força ambas as próteses apresentaram maior concentração nos pés pósterolateralmente e, no corpo, anterior à esquerda na prótese mecânica e uniforme na microprocessada. Na oscilação observou-se maior variação anteroposterior, sendo mais intensa com a prótese mecânica.

Na avaliação dinâmica observa-se o comportamento das forças que agem sobre o pé biológico e o pé protético, assim como, o deslocamento do centro de pressão e do centro de massa do corpo.

Pôde-se observar que a prótese microprocessada apresentou maior intensidade da pressão média geral, pressão máxima geral e menor superfície de contato do que a prótese mecânica. Os tempos de contato foram variáveis tanto nos pés protéticos quanto nos pés biológicos. Na integral pressão/ tempo (localização aonde a pressão permaneceu máxima por maior período de tempo) observou-se que nas próteses foi mais frequente no retropé protético,

ou seja, há maior força de atuação da prótese sobre o solo na fase inicial da marcha (Tabelas 13 e 14).

Tabela 13. Avaliação dinâmica Prótese mecânica x prótese microprocessada – voluntário 1

Avaliação dinâmica Prótese mecânica x prótese microprocessada		
Variável	Mecânica	Microprocessada
Pressão média (Kgf/Cm ²)	1,53	1,66
Pressão máxima (Kgf/Cm ²)	4,29	4,36
Superfície de contato (Cm ²)	7250	66,70
Duração pé protético (ms)	760	720
Duração pé biológico (ms)	990	920
Integral pressão/tempo pé protético	Região central do retropé	Região póstero-lateral do retropé
Integral pressão/tempo pé biológico	Região central do antepé	Hálux
Comportamento das linhas do centro de pressão e centro de massa	A linha do centro de pressão do pé biológico é coincidente. No pé protético, a linha do centro de pressão está lateralizada em relação a linha do centro de massa	A linha do centro de pressão do pé biológico apresenta-se medializada em relação à linha do centro de massa. No pé protético, a linha do centro de pressão está lateralizada em relação a linha do centro de massa

Fonte: Arquivo da pesquisa

Tabela 14. Avaliação dinâmica Prótese mecânica x prótese microprocessada – voluntário 2

Avaliação dinâmica Prótese mecânica x prótese microprocessada		
Variável	Mecânica	Microprocessada
Pressão média (Kgf/Cm ²)	1,46	1,85
Pressão máxima (Kgf/Cm ²)	4,29	4,29
Superfície de contato (Cm ²)	95,70	73,08
Duração pé protético (ms)	770	830
Duração pé biológico (ms)	930	940
Integral pressão/tempo pé protético	Região central do antepé	Região lateral do retropé
Integral pressão/tempo pé biológico	Região central do retropé	Região central do retropé
Comportamento das linhas do centro de pressão e centro de massa	A linha do centro de pressão do pé biológico apresentou-se medializada. No pé protético, a linha do centro de pressão está lateralizada em relação a linha do centro de massa	A linha do centro de pressão do pé biológico apresentou-se lateralizada. No pé protético, a linha do centro de pressão é coincidente em com a linha do centro de massa

Fonte: Arquivo da pesquisa

Quando considerada a força de atuação da prótese sobre o solo na fase inicial da marcha (contato inicial) observa-se que há menor superfície de contato dos pés protéticos no solo do que os pés biológicos. As forças de atuação foram crescentes e uniformes na prótese mecânica atingindo seu pico e maior intensidade ainda nessa fase. Na prótese microprocessada, as forças também foram crescentes, porém não atingiram seus picos nessa

fase, ou seja, a maior força do toque da prótese mecânica no solo é devido a inexistência de dispositivo de controle no momento do toque do pé protético no solo. Na fase de médio apoio e pré-balanço da marcha observa-se um alívio na força da prótese mecânica sobre o solo aproximando-se mais da força atuante do pé biológico nessa fase. Na prótese microprocessada observa-se um alívio da força sobre o solo no médio apoio e aumento no final dessa fase e no pré-balanço (Tabela 15)

Tabela 15. Força de atuação da prótese sobre a plataforma de forças

Força de atuação da prótese sobre a plataforma de forças			
		Contato inicial	Médio apoio e pré - balanço
Prótese mecânica *	V1	Força de atuação crescente uniforme no tempo com pico, T= 250ms F=70Kgf	Apresenta força de atuação da prótese sobre o solo semelhante ao pé biológico
	V2	Força de atuação crescente uniforme no tempo com pico, T= 300ms F=80 Kgf	Apresenta maior força de atuação da prótese sobre o solo em relação a V1 e ao pé biológico
Prótese microprocessada *	V1	Crescente e irregular e não atinge seu pico nessa fase da marcha	Presença de “vale” de alívio de força com pico no início dessa fase, T=752ms F=65Kgf
	V2	Crescente e irregular e não atinge seu pico nessa fase da marcha	Força de atuação da prótese sobre o solo estável com pico, T=435ms F=70Kgf

V1: voluntário 1; V2: voluntário 2; T: tempo; F: força

(*) O pé protético de ambas as próteses apresenta menor superfície de contato em relação ao pé biológico na primeira fase da marcha.

Fonte: Arquivo da pesquisa

Na avaliação, na fase inicial da marcha com a prótese mecânica, do comportamento do centro de pressão do pé e do centro de gravidade do corpo observa-se pico de pressão no contato pé protético-solo com o centro de gravidade do corpo deslocando-se anteriormente em linha reta e o centro de pressão do pé deslocando-se lateralmente ao centro de gravidade do corpo. Na prótese microprocessada observa-se deslocamento mais breve também para lateral da linha do centro pressão do pé em relação ao centro de gravidade do corpo. No pé biológico, ambas as linhas são coincidentes, ou seja, no uso da prótese mecânica há dificuldade de manutenção do equilíbrio entre o centro de gravidade do corpo e do centro de pressão do pé protético levando a movimentos compensatórios do corpo com maior gasto energético e uma marcha menos eficiente. Na fase de médio apoio e pré-balanço observa-se que na prótese mecânica a maior pressão continua no retropé, O centro de pressão do pé se mantém alterado em relação ao centro de gravidade do corpo em ambas as próteses, sendo mais suave na microprocessada. No pé biológico, as linhas dos centros de pressão possuem menor variação.

Quanto ao número de sensores observa-se que há maior ativação no médio apoio da marcha com maior número de sensores ativados no pé biológico, porém sem diferença significativa entre os pés das próteses mecânica e microprocessada (Tabela 16).

Tabela16. Avaliação da pressão da prótese e a ativação de sensores sobre a plataforma de força

Pressão e Sensores			
		Contato inicial	Médio apoio e pré - balanço
Prótese mecânica *	V1	CI com forte pressão (P=3,67 Kgf/cm ²). O CG desloca-se anteriormente; a linha do CP desloca-se para lateral. Menor número de sensores ativados (N= 30 T= 150ms) em relação ao MB (N=90 T=150ms)	Maior pressão continua no retropé. O CG desloca-se anteriormente e o CP medialmente
	V2	CI com forte pressão (P=4,29 Kgf/cm ²). O CG desloca-se anteriormente; a linha do CP desloca-se para lateral. Menor número de sensores ativados (N= 30 T= 150ms) em relação ao MB (N=90 T=150ms)	Maior pressão localizada no antepé lateral. O CP está lateralizado em relação ao CG
Prótese microprocessada *	V1	CI com forte pressão (P=3,73 Kgf/cm ²). O CG desloca-se anteriormente; a linha do CP desloca-se para lateral. (N= 30 T= 150ms) em relação ao MB (N=100 T=150ms)	No apoio, a maior pressão localiza-se no retropé. CP localizado no calcâneo lateral
	V2	CI com forte pressão (P=4,22 Kgf/cm ²). O CG desloca-se anteriormente; a linha do CP desloca-se para lateral. (N= 30 T= 150ms) em relação ao MB (N=100 T=150ms)	O CP localiza-se no antepé medialmente ao CG

CI: contato inicial; P: pressão; CG: centro de gravidade; CP: centro de pressão; N: número; T= tempo; MB: membro biológico

(*) O membro protético atinge o pré-balanço mais precocemente do que o pé biológico

Fonte: Arquivo da pesquisa

13 CONCLUSÃO

Conclui-se que, de maneira mais ampla, se carece de mais estudos considerando os aspectos antropométricos da população brasileira, pois os dados disponíveis são, em sua grande maioria, de população norte-americana e européia. Na avaliação antropométrica com Rx panorâmico dos membros inferiores Constatou-se lateralização do eixo anatômico em relação ao eixo de carga do membro sem prótese e com prótese mecânica mais acentuada do que com a prótese microprocessada. Esse fator reforça a importância do músculo adutor magno no equilíbrio muscular da coxa, assim como, a necessidade de miodese e/ ou mioplastia no procedimento cirúrgico.

O grande paradigma a ser vencido é que enquanto o joelho biológico realiza seus mecanismos de controle de maneira contínua, os joelhos protéticos o fazem por etapas, talvez por isso que ainda não se tenha conseguido uma marcha totalmente fisiológica com as próteses existentes.

Na avaliação cinemática houve grande vantagem do joelho microprocessado, sendo este mais efetivo em todas as execuções de todos os testes realizados, dessa forma, pode-se afirmar que o joelho microprocessado possui melhor eficácia possibilitando passos mais simétricos, maior velocidade da marcha, maior equilíbrio do corpo, melhor resposta a mudanças espaciais e obstáculos, melhor ajuste e controle do paciente sobre a prótese e maior segurança e melhor equilíbrio.

Na avaliação estática houve variação nas respostas as pressões médias e máximas provavelmente por estarem mais relacionadas aos pacientes em si (altura, peso, alteração anatômica do pé) do que as próteses. Do ponto de vista de variação do centro de massa (estabilometria) houve maior oscilação ântero-posterior nos membros profetizados assim como no corpo.

Na avaliação dinâmica constatou-se que há maior força de atuação da prótese sobre o solo na fase inicial da marcha, sendo mais intensa com a prótese mecânica devido à inexistência de dispositivo de controle no momento do toque do pé protético no solo (primeira fase da marcha); no uso da prótese mecânica há dificuldade de manutenção do equilíbrio entre o centro de gravidade do corpo e do centro de pressão do pé protético levando a movimentos compensatórios do corpo com maior gasto energético e uma marcha menos eficiente.

Esses dados levantados são fundamentais para a realização da modelagem do membro

inferior humano onde se podem obter as variáveis importantes para a construção de um equipamento eletrônico que atue compensando os movimentos e/ou o equilíbrio em um prótese convencional

Por fim, espera-se que novos estudos sejam incentivados e realizados nessa área para que se possa oferecer subsídio técnico a fim de que novas tecnologias sejam desenvolvidas e mais pacientes sejam beneficiados.

Como trabalhos futuros pode-se citar os trabalhos que vem sendo desenvolvidos no grupo de pesquisa em Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Pernambuco, para o desenvolvimento de sistemas ativos, utilizando microprocessadores de baixo custo, baixo consumo e com tecnologia nacional, com a finalidade de prover dispositivos baratos e de fácil acesso para serem utilizados em próteses convencionais. Esses dispositivos ativos podem tornar a vida do paciente amputado de maior qualidade e ao mesmo tempo proporcionar ao sistema único de saúde opção viável de ser implantada em função ao baixo custo do equipamento.

Finalizando, reforça-se a importância desse trabalho para a construção de novos dispositivos eletrônicos (microprocessados) que funcionem de forma dinâmica, auxiliando no controle da força e do equilíbrio das próteses convencionais.

REFERÊNCIAS

ADRIAN, M. J. **Biomechanics of human movement**. 2. ed. Iowa, 1995. Cap 2. p 21-41.

AMADIO, A. C. Metodologia biomecânica para estudo das forças internas do aparelho locomotor: Importância e aplicações no movimento humano. In.: AMADIO, A. C.; BARBANTI, V. J. (Orgs.). **A Biomecânica do movimento humano e suas relações interdisciplinares**. São Paulo: Estação Liberdade, 2000 (pp. 45-70).

ARKIPELAGO. **Sistemas capacitivos**. Disponível em: <<http://arkipelago.com.br/produtos/8/1/1/FOOTWORK>>. Acesso em: 02 out. 2015. 22:26h.

BAKER, R. Gait analysis methods in rehabilitation. **J. of neuroengineering and rehabilitation**, v. 3, p.1-10, 2006.

BARBOSA, D. P. Perfil clínico e epidemiológico de pacientes amputados na associação de Assistência à Criança Deficiente. **Anais Congresso Brasileiro de Fisiatria**. 2010.

BAUMANN, W. Procedimentos para determinar as forças internas na biomecânica do ser humano: aspecto da carga e sobrecarga nas extremidades inferiores. In.: DAVID, A. C. **VI Congresso Brasileiro de Biomecânica**, Brasília-DF, 1995.

BELANY, D. L.; MIKOVIC, T.; ARMBRECHT, G.; RITTWEGER, J.; FELSEBERG, D. Resistive vibration exercises reduces lower limb muscle atrophy during 56 day bed-rest. **J. Musculoskelet Neuronal Interact**. v. 9, n. 4, p. 25-235, 2009.

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

BORJAN, R. Design, modeling, and control of an active prosthetic knee. Canadá: University of Waterloo, 2008.

_____. **Design, modeling, and control of an active prosthetic knee**. Canadá: Walterloo, 2008.

BOWKER, H. K. (Ed.); MICHAEL, J. W. **Atlas of limb prosthetics: surgical and prosthetic principles**. 2nd ed. Boston: American Academy of Orthopaedic Surgeons (AAOS), 2002.

BRASIL. **Lei nº 8.742**, de 7 de Dezembro de 1993 - Lei Orgânica de Assistência Social, Cap I, Art: 2º, inciso Id, incluído pela Lei nº 12.435 de 2011. Disponível em: <http://www.planalto.gov.br/ccivil_03/LEIS/L8742.htm>. Acesso em: 25 out. 2014. 22:15h.

BUDAKER, B. **Auslegung von Multidomänen-Systemen - Analyse, Modellierung und Realisierung von mechatronischen Systemen am Beispiel einer aktiven Knieprothese**. Dissertation of Universität Stuttgart. Fraunhofer, 2012.

_____. Model based design of drive systems for active driven prostheses and orthoses. **Technically Assisted Rehabilitation**. European Conference, 2011.

CANALE, S. T. **Campbell's operative orthopaedics**. 12nd ed. Mosby, 2013.

CARVALHO, F. S.; KUNZ, V. C.; DEPIERI, T. Z.; CERVELINI, R. Prevalência de amputação em membros inferiores de causa vascular: análise de prontuários. **Arq. Ciênc. Saúde Unipar**, Umuarama, v. 9, n. 1, jan/mar., 2005.

CARVALHO, J. A. **Amputações de membros inferiores em plena reabilitação**. 2. ed. Barueri-SP: Monole, 2003.

CAVAGNA, G.; MARGARIA, R. Mechanics of walking. **Journal of applied physiology**. v. 21, n. 1, p. 271-278, 1966.

COHEN, M. **Lesões no esporte: Diagnóstico, prevenção e tratamento**. Rio de Janeiro: Revinter, 2003.

CZERNIECKI, J. M. Rehabilitation in limb deficiency. Gait and Motion analysis. **Arch Phys Med Rehabil**. v. 77, 3 suppl, S3-S8, Mar 1996.

ESPINOZA, M. J.; GARCIA, S. D. Niveles de amputación en extremidades inferiores: recuperación e nel futuro del paciente. **Revista Médica Clínica Las Condes**, v. 25, n. 2, p. 276-280, 2014.

EVANS, R. C. **Exame físico ortopédico ilustrado**. São Paulo: Manole, 2003.

FERNANDES, A. C. **AACD medicina física e reabilitação: princípios e prática**. São Paulo: Artes Médicas, 2004.

FITZLAFF, G. Lower limb prosthetic components: design, function and biomechanical properties. **Verlag Orthopedic-Techink**, 2002.

GARY M. Appendix: microprocessor knee manufactures forum report. **Journal of prosthetics and orthotics - American Academy of orthotists & prosthetists**. v. 25, n. 4, p. 80-83, 2013.

GERZELIS, S.; TORBICA, A.; FATTORE, G. Cost utility analysis of knee prosthesis with complete microprocessor control (C-Leg) Compared with mechanical technology in transfemoral amputees. **Eur j Health. Econ**, v. 10, n. 1, p. 47-55, 2009.

GOLDFARB, M. Consideration of powered prosthetic components as they relate to microprocessor knee systems. **Journal of prosthetics and orthotics - American Academy of orthotists&prosthetists**. v. 25, n. 4, p. 65-75, 2013.

GOMEZ, S. J. Regenería a prótesis de miembro inferior. **V Latin American Congress on Biomedical Engineering – CLAIB**. 2011. Habana, Cuba: IFME Proceedings, v. 33, p. 1214-1217, 2013.

GOTTSCHALK, F.; STILLS, M. The biomechanics of trans-femoral amputation. **Prosthetics & Orthotics International**, v. 18, p. 12-17, 1994

GROOD, E. S. Ligamentous and capsular restraints preventing straight medial and lateral laxity in intact human cadaver knees. **J Bone Joint Surg**, v. 163, n. 8, p. 1257-1269, 1981.

HAFNER, B. J. Energy storage and return prostheses: does patient perception correlate with biomechanical analysis? **Clin. Biomech**, v. 17, n. 5, p. 352-344, 2002.

HEBERT, S. **Ortopedia e traumatologia: princípios e pratica**. 4. ed. Porto Alegre: Artmed, 2012.

HIGHSMITH, J. Prosthetic feet. **Amputee Coalition of America**. 2007. Disponível em: <<http://www.amputee-coalition.org/resources/prosthetic-feet/>>. Acesso em: 08 dez. 15. 15:13h.

HONG, L. Inverse dynamic compound for intelligent artificial leg bases on PD-CMAC. **University of Shanghai for Science and technology**. v. 8, 2009.

JAEGARS, S. Prosthetic gait of unilateral transfemoral amputees: a kinematic study. **Archives of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 76, p. 736-743, 1995.

JAEGERS, S. M. H. J. Changes in Hip muscles after above-knee amputation. **Clen. Orthop and Rel. Res.** v. 319, p. 276-284, 1995.

JANOS, P. E. **Amputations of the Lower Extremity**. Disponível em: <<http://emedicine.medscape.com/article/1232102-overview>>. Acesso em: 01 out. 2014. 22:50h.

JONES, S.; TWIGG, P. C.; SCALLY, A. J.; BUCKLEY, J. G. The gait initiation process in unilateral lower-limb amputees when stepping up and stepping down to a new level. **Clin Biomech.** v. 20, n. 4, p. 405-413, 2005.

KASTNER, J. **A comparative gait analysis of the c-leg, the 3R45 and the 3R80 prosthetic knee joints**. 1999. Disponível em: <http://media.ottobock.com/_web-site/prosthetics/lower-limb/c-leg/files/international_c-leg_studies.pdf>. Acesso em: 08 dez. 15. 12:33h.

KERRIGAN, D. C. A refined view of the Determinants of gait: Significance of heel rise. **Arc Phys Med Rehabil.** v. 81, Aug. 2000.

KISLNER, M. D. **Gait analysis after amputation**. [Medscape]. jul, 2013. Disponível em: <www.emedicine.medscape.com/article/1237638-overview>. Acesso em: 01 out. 2014. 21:20h.

LYTHGO, N. Physical function, gait, and dynamic balance of transfemoral amputees using two mechanical passive prosthetic knee devices. **Arch Phys Med Rehabil.** v. 91. October, 2010.

MARKO, A. Automatic knee flexion lower limb orthosis. **J. Of the Braz, Soc. of Mech. Sci & Eng.** v. 32, n. 4, p. 305, 2009.

MORGENROTH, M. D. Prescribing physician perspective on microprocessor- controlled prosthetic knees. **Journal of prosthetics and orthotics. Americans Academy of Orthotists & Prosthetists.** v. 25, n. 4, p. 53-55,. 2013

MURDOCH, G. **Amputation: Surgical Practice and Patient Management**. St. Louis, Mo: Butterworth-Heinemann Medical, 1996.

MURRAY, M. P. Gait patterns in above-knee amputee patients: hydraulic swing control vs constant friction knee components. **Archives of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 64, p. 339-345, Aug. 1983.

NACY, S. A modified dynamic model of human lower limb during complete gait cycle. **Int. Journal Mech. Eng & Robot.** P. 8-18, 2013.

NETTER, F. H. **Atlas de anatomia Humana**, Porto Alegre: Artmed, 2000

ORENDOFF, M. Gait efficiency using the C-Leg. **Journal of Rehabilitation, Research & Development**, v. 43, n. 2, p. 239-246, 2006.

OTTOBOCK. **Hightechfürmehrlebensqualität. Abgerrufenam.** 24/07/2010. Disponível em <www.ottobock.com/cps/rde/xch/ob_com_de/850.html>. Acesso em: 01 nov. 2014. 1:25h.

PARMAR, B. Assessment of foot drop surgery in lesoprosy subjects using frequency domain analysis of foot pressure distribution images, 13th Internacional Conference on Biomedical Engineering, IFMBE proceedings, v. 1107- 1111. 2009.

PERRY, J. **Análise de marcha: Sistemas de análise de marcha.** Barueri-SP: Manole, 2005.

_____. **Gait analysis: normal and pathological fuction.** Slack, 1992.

PEZZIN, L. E. Rehabilitation and the long-term outcomes of persons with trauma-related amputations. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation.** v. 81, mach 2000.

POPOVIC, D. **Control of movement for the physically disabled.** London: Springer – verlag, 2000.

ROSE, J. **Marcha: teoria e prática da locomoção humana.** 3. ed. São Paulo: Editorial Guanabara, 2007 (Coleção Fisioterapia Prática).

SAGAWA, Y. J. Biomechanics and physiological parameters during gait in lower-limb amputees: A systematic review. **Gait & posture.** 2011.

SAPPA, A. D. **Survey Of 3d Human Body Representations.** 2005. Disponível em:

<www.what-when-how.com/information-science-and-technology/survey-of-3d-human-boby-representations>. Acesso em: 20 out. 2015.

SENEFONTE, F. R. A. Amputação primária no trauma. Perfil de um hospital da região Centro-Oeste do Brasil. **J. Vasc. Bras.** Porto Alegre, v. 11, n. 4. Oct/Dec. 2012.

SHANDIZ, M. A. A robotic modelo f transfemoralamputeelocomotion for design optimizationofkneecontrolleres. **Int Jour Adv RobotcSy.** v. 10, 2013.

SHERK, V. D. Interlimb muscle and fat comparisons in person with lower-limb amputation. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 91, jul. 2010.

SHURR, D. G. **Prosthetics and orthotics.** 2nd Ed. New Jersey: Prentice Hall, 2000.

SILVA, O. **A epopéia ignorada:** a pessoa deficiente na história do mundo de ontem e de hoje. São Paulo: CEDAS, 1987.

SOUZA, A. **A marcha humana:** uma abordagem biomecânica. Porto, Portugal: Proc 1st CH Gaia, 2010. Disponível em: <www.recipp.7pp.pt/bitstream/10400.22/1309/1/COM_AndreiaSouza_2010.pdf>. Acesso em: 20 set. 2015.

STEIN, J. L. Stance phase control of above-knee prostheses: Knee control versus SACH foot design. **Journal of biomechanics.** v. 20. n.1, p. 19-28, 1988.

SUP. F. Design and control of a powered transfemoral prosthesis. **The International Journal of Robotics Research**, v. 27, n. 2, p. 263-273, 2008

SUTHERLAND, D. H. **Pediatric gait** – normal and abnormal development. Raven press, 1992.

TAHERI, A. Evaluation of the gait performance of above-knee amputees while walking with 3R20 and 3R15 knee joints. **J. Res. Med Sci**, v. 17, n. 3, p. 258-263, Mar, 2012.

TAYLOR, D. Lower-limb Prosthetics-Mechanical testing prosthetic sockets. **Journal of Proceedings**, 2005.

TONON, S. C. Avaliação da marcha sensibilidade do coto e pressão plantar do pé protético na amputação bilateral: um estudo de caso. Florianópolis: EFID-UDESC; Laboratório de Biomecânica, 2005 .

TRILHA JUNIOR, M.; FANCELLO, E. A.; ROESLER, C. R. M.; MORE, A. D. O. Simulação numérica tridimensional da mecânica do joelho humano. **Acta ortopédica brasileira**. v. 17, n. 2, p. 18-23, 2009.

WHITTIE, M. Clinical gait analysis: a review. **Human Movement Science**, v. 15, p. 387, 1996.

ZIEGLER, G. K. Estimating the prevalence of limb loss in the United States: 2050. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. Mar 2008; v. 89, n. 3, p. 422-429. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18295618>> Acesso em: 01 out. 2014. 23:56h.

ZLATNIK, D. Finite-state control of a transfemoral prosthesis. **IEEE Transaction on Control Systems Technology**. v. 10, n. 3. P. 408-420, 2002.

ANEXOS

ANEXO 1

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Título do Projeto: Modelagem Estrutural de Joelhos para próteses transfemoraismicroprocessados.

Pesquisador: Vicente Júlio Barbosa de Lima

Telefone: (81)99122445

Instituições a que pertence o pesquisador: UFPE(Universidade Federal do Pernambuco); AACD (associação de Assistência à Criança Deficiente, UNINASSAU (Universidade Maurício de Nassau).

Nome do Voluntário: _____

Idade: _____ anos RG: _____ Órgão Emissor: _____

Gostaríamos de convidá-lo a participar como voluntário da pesquisa intitulada **Modelagem Estrutural de Joelhos para próteses transfemoraismicroprocessados** que será realizada No Centro de Tecnologia e Geociência da UFPE e na AACD pelos pesquisador: Vicente Júlio Barbosa de Lima (Júlio Lima). Este estudo permitirá avaliar o desenvolvimento de novas tecnologias para componentes de próteses transfemorais.

Sobre a finalidade da pesquisa, o voluntário deve está perfeitamente consciente de que:

- Participa da pesquisa sem que receba nenhuma pressão;
- Tem a garantia de receber resposta a qualquer pergunta ou esclarecimento, a qualquer dúvida acerca dos procedimentos, riscos, benefícios e outros relacionados com a pesquisa;
- Pode terminar sua participação na pesquisa em qualquer tempo, sem que sofra pressão do pesquisador ou da instituição;
- A pesquisa não representa risco para si;
- As informações serão sigilosas e os participantes permanecerão no anonimato;
- Ao término da pesquisa, os resultados serão utilizados, exclusivamente, para publicações em revistas científicas e apresentação em congressos, reunião científica e na instituição que

deu a anuência;

- Pode ligar para o Comitê de Ética em Pesquisa da UFPE, para solicitar esclarecimentos sobre seus direitos como participante da pesquisa;
- Receberá do pesquisador uma cópia deste documento.

Eu, _____,
RG _____, declaro que fui devidamente informado e concordo em participar, como voluntário, do projeto de pesquisa acima descrito.

Recife, _____, de _____ de _____

Participante da Pesquisa

Pesquisador de Campo

Testemunha

Testemunha

Desde já, agradecemos a sua atenção e colaboração. Colocamo-nos à disposição para maiores informações. Em caso de dúvidas, sinta-se a vontade para entrar em contato com o pesquisador através do endereço ou do telefone, ou com o Comitê de Ética em Pesquisa da UFPE.

TERMO DE CONFIDENCIALIDADE

O pesquisador responsável pelo projeto “**Modelagem Estrutural de Joelhos para próteses transfemorais microprocessados**” se compromete a preservar a privacidade dos pacientes envolvidos no estudo. Os dados coletados e disponibilizados para a pesquisa serão acessados exclusivamente pela equipe de pesquisadores e a informação arquivada em papel não conterá a identificação dos nomes dos sujeitos elencados. Este material será arquivado de forma a garantir acesso restrito aos pesquisadores envolvidos, e terá a guarda por cinco anos, quando será incinerado.

Concordam, igualmente, que essas informações serão utilizadas única e exclusivamente para a execução do presente projeto. As informações somente poderão ser divulgadas de forma anônima e serão mantidas sob custódia exclusivamente da equipe de pesquisa. O presente projeto foi encaminhado para avaliação pelo comitê de Ética e Pesquisa antes de sua condução.

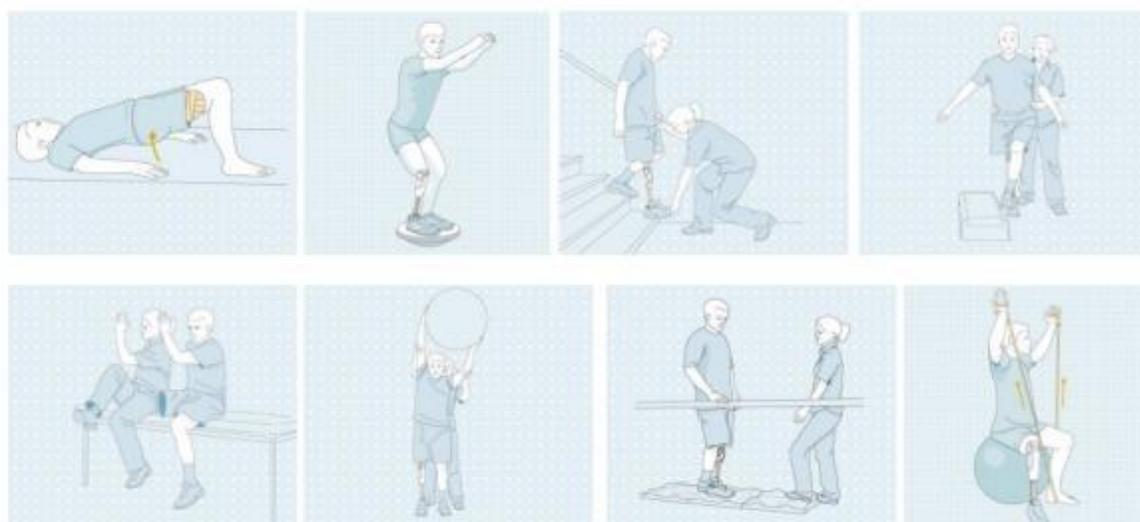
Recife, _____ de _____ de _____

Vicente Júlio Barbosa de Lima

ottobock.

Rehabilitation Protocol for lower limb prosthetic fittings

Rehab



Genium Therapy Protocol

The Genium lower prosthetic system is the next step in microprocessor-controlled knee joints and helps the user gain greater mobility in everyday life following a total-knee arthroplasty. To achieve the maximum benefit from the Genium, it is essential that the prosthetic user is fully trained in the functionality of the system. The therapy protocol can serve as a guide during the therapy process.

User information		Age
Symptoms, first name:		
Date of the arthroplasty:		
Cause of the arthroplasty:	Amputation side: <input type="checkbox"/> right <input type="checkbox"/> left	<input type="checkbox"/> male
Initial fitting practice fitting:	Amputation level: <input type="checkbox"/> K1 <input type="checkbox"/> K2 <input type="checkbox"/> K3	<input type="checkbox"/> female
Physiotherapist:		

	— Patient needs the gait	0 Patient partly needs the gait	— Patient does not yet need the gait
Therapy goals	Assess. goal 1	Assess. goal 2	Assess. goal 3
1. Strengthening the leg muscles, especially the hip abductors as a muscular prerequisite for walking with the Theraform	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -
2. Walking exercises			
2.1 Walking with more than 30° stance phase flexion	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -
2.2 Walking with speed increases leading faster and slower, starting from the patient's normal speed	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -
2.3 Walking backwards with use of knee flexion	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -
2.4 Walking with added weight on the shoes	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -
2.5 Walking while simultaneously transporting an object, e.g. water jug	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -
2.6 Walking in a figure-eight pattern with swing phase	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -
2.7 Stepping in front of a wall in stance phase flexion damping	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -
3. Sitting exercises			
3.1 Sitting down using stance phase flexion damping on firmly mounted chair with two armrests	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -
3.2 Sitting down on a toilet chair	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -
3.3 Moving while sitting on a second chair	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -
3.4 Activating the sitting function while standing with subsequent hand application	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -
4. Staircase function			
4.1 Activation between parallel bars on boarder (under the foot)	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -
4.2 Activation between parallel bars on stopper	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -
4.3 Activation outside of parallel bars on the foot	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -
4.4 Activation on uneven surface	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -
4.5 Activation on roller board	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -
4.6 Activation on ramp	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -
4.7 Combination sitting and standing function	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -

	Assess. goal 1	Assess. goal 2	Assess. goal 3	Assess. goal 4	Assess. goal 5
4.8. Eye strategies usable (head reduction, weight to front or rear)	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -
5. Walking down stairs					
5.1. Prosthetic foot positioning on stopper between parallel bars	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -
5.2. Walking down stopper on the first step (between parallel bars)	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -
5.3. Step by step – hand on contralateral	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -
5.4. Step by step – hand on prosthetic side	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -
5.5. Step-over-step – hand on contralateral	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -
5.6. Step-over-step – hand on prosthetic side	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -
6. Stair function					
6.1. Activation between parallel bars without feet	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -
6.2. Activation between parallel bars with stopper – contralateral foot, prosthetic flexion	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -
6.3. Activation on stairs: step-over-step – contralateral foot, hand on contralateral	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -
6.4. Activation on stairs: step-over-step – contralateral foot, hand on prosthetic side	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -
6.5. Activation between parallel bars with stopper – prosthetic foot	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -
6.6. Activation on stairs: step-over-step – prosthetic foot, hand on contralateral	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -
6.7. Activation on stairs: step-over-step – prosthetic foot, hand on prosthetic side	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -
7. Overcoming obstacles					
7.1. Low obstacle – contralateral foot	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -
7.2. Low obstacle – prosthetic foot	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -
7.3. Higher obstacle – contralateral foot	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -
7.4. Higher obstacle – prosthetic foot	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -
7.5. Descending while walking – contralateral foot	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -
7.6. Descending while walking – prosthetic foot	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -
7.7. Footstep crossing the obstacle	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -
8. Walking up a ramp – using the swing phase					
8.1. Contralateral handrail	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -
8.2. Prosthetic side handrail	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -
8.3. Without handrail	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -
9. Walking down a ramp – using stance phase flexion damping + swing phase					
9.1. Hand on contralateral	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -
9.2. Hand on prosthetic side	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -
9.3. Without handrail	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -
9.4. Changing speed	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -
10. My Modes					
10.1. Dynamic activation of first and second My Modes and Basic Mode	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -	+ 0 -

Rehabilitation protocol for lower limb prosthetic fittings | 03.11.2015 | © Otto Bock HealthCare GmbH 12



Outcome Measurement Performance based tests

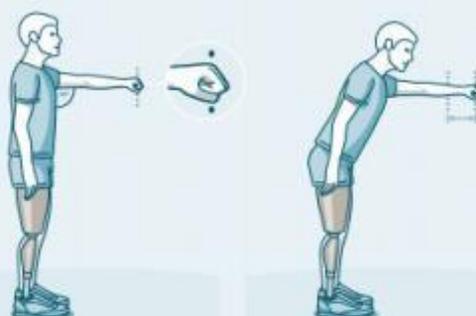
1 Tread Up And Go Test (TUG)

- **Number of runs:** Three
- **Starting position:** Patient sitting on a chair, arms on chair's armrests, back against chair
- **Instruction:** Walk with comfortable and safe walking speed, use assistive device if necessary
- **Start measurement of each run:** When the patient is ready say "Go!" and start stopwatch
- **End measurement of each run:** When patient's buttocks touch the seat
- **Documentation of each run:** Time measurement in seconds and the used assistive device



2 Functional Reach Test (FRT)

- **Number of runs:** Three
- **Starting position:** Patient standing close to wall without shoulder contact, using arm with closed fist
- **Instruction:** Reach as far as possible without taking a step
- **Start measurement:** Mark position at 3rd metacarpal head on the wall
- **End measurement:** Mark position at 3rd metacarpal head in patient's ending position
- **Documentation of each run:** Length measurements (only horizontal distance) in centimeters





Equipment: Chair, stopwatch, inch rule, whiteboard foil, 4 pylons, 4 cones, iPad



K1 and K2

K1, K2, K3 and K4

K3 and K4