

UnB - UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FGA - FACULDADE UNB GAMA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA
BIOMÉDICA

PROPOSTA DE AMORTECIMENTO ADAPTÁVEL PARA MULETA
CANADENSE

JOSÉ HENRIQUE DE OLIVEIRA

ORIENTADORA: Dr(a). Suéila de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

PUBLICAÇÃO: 067A/2017

BRASÍLIA/DF: JUNHO – 2017

**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE UNB GAMA
ENGENHARIA BIOMÉDICA**

**PROPOSTA DE AMORTECIMENTO ADAPTÁVEL PARA MULETA
CANADENSE**

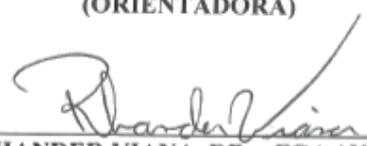
JOSÉ HENRIQUE DE OLIVEIRA

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO SUBMETIDA À FACULDADE UNB GAMA DA
UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA, COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A
OBTENÇÃO DO TÍTULO DE MESTRE EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

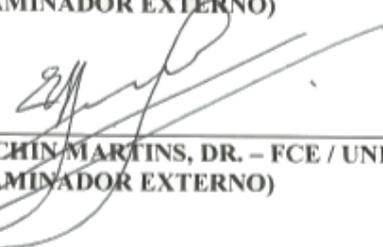
APROVADA POR:



SUÉLIA DE SIQUEIRA RODRIGUES FLEURY ROSA, DRA. – FGA / UNB
(ORIENTADORA)



RHANDER VIANA, DR. - FGA / UNB
(EXAMINADOR EXTERNO)



EMERSON FACHIN MARTINS, DR. – FCE / UNB
(EXAMINADOR EXTERNO)

BRASÍLIA, 07 DE JUNHO DE 2017

BRASÍLIA/DF, 07 DE JUNHO DE 2017

FICHA CATALOGRÁFICA

JOSÉ HENRIQUE DE OLIVEIRA
PROPOSTA DE AMORTECIMENTO ADAPTÁVEL PARA MULETA CANADENSE, [Distrito Federal] 2017.
69 p., 210 x 297 mm (FGA/UnB Gama, Mestre, Engenharia Biomédica, 2017). Dissertação de Mestrado - Universidade de Brasília. Faculdade Gama. Programa de Pós- Graduação em Engenharia Biomédica.
1. Tecnologia Assistiva. 2. Muleta Canadense 3. Amortecimento.
4. Elastômero 5. Modelagem Biomecânica
I. FGA UnB Gama/ UnB. II. PROPOSTA DE AMORTECIMENTO ADAPTÁVEL PARA MULETA CANADENSE

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

OLIVEIRA, J. H. (2017). PROPOSTA DE AMORTECIMENTO ADAPTÁVEL PARA MULETA CANADENSE. Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica, Publicação 067A/2017 , Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Faculdade Gama, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 69 p.

CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: JOSÉ HENRIQUE DE OLIVEIRA
TÍTULO: PROPOSTA DE AMORTECIMENTO ADAPTÁVEL PARA MULETA CANADENSE

GRAU: Mestre

ANO: 2017

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta dissertação de mestrado e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte desta dissertação de mestrado pode ser reproduzida sem a autorização por escrito do autor.

2017.

Qbr 06 Bloco B Ap 21, Residencial Santos Dumont, Santa Maria/Distrito Federal.

CEP: 72593-092, Brasília, DF – Brasil

”Eu andarei vestido e armado com as armas de São Jorge para que meus inimigos, tendo pés não me alcancem, tendo mãos não me peguem, tendo olhos não me vejam, e nem em pensamentos eles possam me fazer mal. Armas de fogo o meu corpo não alcançarão, facas e lanças se quebrem sem o meu corpo tocar, cordas e correntes se arrebentem sem o meu corpo amarrar”.

Oração a São Jorge guerreiro.

AGRADECIMENTOS

Ser grato é demonstrar para o outro que aquela atenção dedicada em algum momento o transformou em um ser melhor.

Agradeço a Deus, por todo o seu plano maravilhoso em minha vida, a cada novo dia aprendo mais com cada desafio.

Agradeço a minha amada, companheira e esposa Rayana Ilza, por estar incondicionalmente ao meu lado, vivendo as angústias, tristezas e frustrações do processo de transformação, e ao final de tudo, compartilhar de minha alegria e vitória como dela.

Ao meu pai Antônio e minha mãe Fátima agradeço por todos os ensinamentos de caráter e fé, por todos os sacrifícios que me proporcionaram todas as ferramentas para ser um vencedor, tenho muito orgulho de ser a soma do que há de melhor em vocês.

As minhas irmãs Iara e Rose ao meu irmão Wesley, aos meus cunhados David e Maria Cristina, e meus sobrinhos Renan, Ian e Diana, que tanto amo, agradeço pela compreensão por não pude estar presente em momentos importantes e pelo apoio para conquista dos meus sonhos.

Agradeço aos amigos, que são muitos, que direta ou indiretamente me ajudaram, apoiaram, ensinaram e me motivaram. Essa vitória também é de vocês.

A minha orientadora, agradeço em especial pela motivação, todo esse caminho se iniciou em 2011 com uma conversa que me fez acreditar que eu era capaz. Agradeço todos os ensinamentos ao longo dessa caminhada.

RESUMO

PROPOSTA DE AMORTECIMENTO ADAPTÁVEL PARA MULETA CANADENSE

Autor: JOSÉ HENRIQUE DE OLIVEIRA

Orientador(a): Prof(a). Dr(a). Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa

Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica - Defesa de Mestrado

Brasília, Junho de 2017.

As tecnologias assistivas possibilitam que pessoas com disfunções de variados níveis recuperem suas habilidades e possam se reinserir de forma ativa no meio social. O ganho qualitativo é significativo na recuperação psicológica do usuário, frente ao incidente que acarretou a debilidade funcional. O uso de muletas de antebraço como estratégia de locomoção permanente ou transitória se mostra um desafio para o usuário, o membro superior não é preparado para receber cargas oriundas da deambulação assistida, provocando dor e lesões de vários níveis em toda a sua estrutura com maior incidência sobre os pontos interfaciais. O surgimento de um quadro de lesões pode inviabilizar o uso do recurso, impossibilitando a locomoção. A compreensão da interdependência das variáveis dinâmicas que compõem a marcha assistida é o objetivo de estudos sobre o tema, o correto entendimento pode suscitar a criação de recursos que atenuem os efeitos das cargas incidentes no membro superior. Diferentes metodologias de desenvolvimento e análise vem sendo empregadas na tentativa de conceber dispositivos que alterem os comportamentos dinâmicos das cargas durante a marcha, no entanto se mostram incipientes pela baixa efetividade de resposta. A proposta deste estudo inicial se fundamenta no desenvolvimento e análise experimental de um sistema de amortecimento polimérico adaptável às características antropométricas do usuário, que permita ser incorporado a uma muleta comercial com observância aos preceitos dispostos na norma (ISO11334-1, 2007) que regulamenta a confecção de muletas de antebraço. Os resultados apontam o comportamento de amortecimento multifásico no sistema com baixo índice de deformação, a junção do amortecimento estrutural na fase de acomodação das amostras e amortecimento interno fluídico na fase de compactação agrega ao sistema a característica de alteração de comportamento com a variação da carga de entrada, este resultado é expressivo na fase de carregamento inicial representada pelo primeiro pico P_1 que apresenta maior magnitude de carga incidente, todas as amostras apresentaram redução da taxa de carregamento quando confrontadas com a amostra de controle, sendo que a amostra (Conf.06) apresentou o melhor resultado com redução de 78,79% da taxa de carregamento.

Tecnologia Assistiva, Muleta Canadense, Amortecimento, Elastômero, Modelagem Biomecânica.

ABSTRACT

Author: JOSÉ HENRIQUE DE OLIVEIRA

Supervisor: Prof^ª. Dr(a). Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa

Post-Graduation Program in Biomedical Engineering – Defense of Master Degree

Brasília, June of 2017.

Assistive technologies enable people with dysfunctions of different levels to recover their abilities and reinsert actively themselves in the social environment. The qualitative gain is significant in the psychological recovery of the user, instead of the incident that caused the functional weakness. The use of forearm crutches as a permanent or transitory locomotion strategy proves to be a challenge for the user, and the upper limb is not prepared to receive loads derived from assisted walking, causing pain and lesions of several levels throughout its structure with greater incidence on the interfacial points. The appearance of several lesions can make this feature unfeasible, making locomotion impossible. The understanding of the interdependence of the dynamic variables that compose the assisted gait is the objective of studies on the theme, the correct understanding can raise the creation of resources that attenuate the effects of the loads incident on the upper limb. Different methodologies of development and analysis have been used in the attempt to design devices that change the dynamic behavior of loads during gait, but are incipient because of the low response effectiveness. The proposal of this initial study is based on the development and experimental analysis of a polymeric damping system adaptable to the anthropometric characteristics of the user, allowing to be incorporated into a commercial crutch in compliance with the precepts set out in the norm (ISO11334-1, 2007) that regulates the making of forearm crutches. The results point out the multiphase damping behavior in the system with low deformation index, the joint of the structural damping in the sample accommodation phase and internal fluid damping in the compaction phase adds to the system the behavior change characteristic with the load variation of This result is significant in the initial loading phase represented by the first peak P_1 which presents the highest magnitude of incident load, all the samples presented reduction of the loading rate when confronted with the control sample, and the sample (Conf. 06) presented the best result with reduction of 78.79 % of the loading rate.

Assistive Technology, Canadian Crutch, Damping, Elastomer, Biomechanical Modeling.

SUMÁRIO

1	CONTEXTUALIZAÇÃO E FORMULAÇÃO DO PROBLEMA	1
1.1	INTRODUÇÃO	1
1.2	OBJETIVO GERAL	5
1.2.1	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	6
1.3	ESTRUTURA DO DOCUMENTO	6
2	FUNDAMENTAÇÃO	8
2.1	ANÁLISE DESCRITIVA DA MULETA CANADENSE	8
2.2	CARACTERIZAÇÃO DA MARCHA ASSISTIDA	10
2.3	AMORTECIMENTO	24
3	MATERIAIS E MÉTODOS	27
3.1	CONJUNTO AMORTECEDOR	27
3.1.1	DISCOS AMORTECEDORES	28
3.1.2	SISTEMA MECÂNICO	32
3.2	METODOLOGIA DE ENSAIO	33
3.2.1	ENSAIOS PRELIMINARES	33
3.2.2	MODELAGEM BIOMECÂNICA DA MARCHA	38
3.2.2.1	MOVIMENTO DO CENTRO DE MASSA - CICLOIDE	39
3.2.2.2	FORÇA DE CARREGAMENTO NA FASE DE APOIO	40
3.2.2.3	FORÇA IMPULSIVA	43
3.2.3	MÉTODOS DE ENSAIO	46
3.2.3.1	ANÁLISE DOS DADOS	48
3.2.3.2	LIMITAÇÕES DO ESTUDO	48
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	49
4.1	PREPARAÇÃO DAS AMOSTRAS	49
4.2	MÉTODO DE PARAMETRIZAÇÃO E ANÁLISE	51
4.3	ENSAIO DE CARREGAMENTO	52
4.4	ANÁLISE DOS RESULTADOS	55
5	CONCLUSÃO	64
5.1	PERSPECTIVAS FUTURAS	65
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	67

LISTA DE QUADROS

1	Características Dimensionais	9
2	Distribuição de carga palmar	18
3	Configurações de ensaio	28
4	Dados dos silicones	29
5	Dimensões Propostas	34
6	Dados antropométricos	39

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Força em função do ângulo	41
Tabela 2 – Movimento da cicloide	41
Tabela 3 – Tempo de cura	49
Tabela 4 – Medição de Dureza Shore A	51
Tabela 5 – Variância interquartil condição P_1	58
Tabela 6 – Redução percentual da taxa de carregamento para condição P_1	60
Tabela 7 – Deformação apresentada para as condições P_1 e P_2	61
Tabela 8 – Redução percentual da taxa de carregamento para condição P_2	63

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Tipos de marchas com muletas	11
Figura 2 – Estratégia de Locomoção	13
Figura 3 – Ciclo de Marcha Assistida	13
Figura 4 – Incidência da carga sobre as estruturas do membro superior	15
Figura 5 – <i>Setup</i> experimento	16
Figura 6 – <i>Setup</i> experimento (SALA et al., 1998)	17
Figura 7 – <i>Setup</i> experimento (ROGERS; LEINEWEBER; ANDRYSEK, 2016)	19
Figura 8 – Gráfico de velocidade de marcha	21
Figura 9 – Distribuição de força	21
Figura 10 – Gráfico da taxa de carregamento	23
Figura 11 – Pico de força de reação do solo	25
Figura 12 – Comparativo da taxa de carregamento	25
Figura 13 – Montagem do conjunto amortecedor	28
Figura 14 – Etapas de Moldagem	30
Figura 15 – Dosagem e aferição	30
Figura 16 – Medição de dureza	31
Figura 17 – Adaptação do sistema a muleta	32
Figura 18 – Vista explodida do sistema de amortecimento	33
Figura 19 – Configuração do pré-ensaio	35
Figura 20 – Ensaio de força impulsiva a 490 N	36
Figura 21 – Ensaio de força impulsiva a 735 N	36
Figura 22 – Ensaio de força impulsiva a 980 N	37
Figura 23 – Ensaio de força impulsiva a 1470 N	37
Figura 24 – Força em função da deformação	38
Figura 25 – Movimento do centro de massa do indivíduo se deslocando	39
Figura 26 – Força vertical	40
Figura 27 – Definição do ângulo experimental θ_M	42
Figura 28 – Gráfico de carregamento na fase de apoio	43
Figura 29 – Impacto com o solo	44
Figura 30 – Gráfico de força impulsiva	45
Figura 31 – Gráfico analítico de carregamento da marcha assistida por muleta	46
Figura 32 – Fixação do dispositivo mecânico	47
Figura 33 – <i>Setup</i> do ensaio	47
Figura 34 – Máquina de ensaios universais <i>INSTRON</i> 8801	53
Figura 35 – Sequência de montagem do experimento	54
Figura 36 – Representação dos picos de carregamento	56

Figura 37 – Comportamento das amostras	57
Figura 38 – Taxa de carregamento para o primeiro pico P_1	59
Figura 39 – Cabeça do pistão em Poliacetal	61
Figura 40 – Taxa de carregamento para o segundo pico P_2	62

1 CONTEXTUALIZAÇÃO E FORMULAÇÃO DO PROBLEMA

1.1 INTRODUÇÃO

As demandas por inovação e melhoria contínua de produtos e processos fomenta a inovação nos campos acadêmico e comercial, suscitando a criação de estudos de avaliação e validação que permitem a compreensão dos fenômenos envolvidos e possibilitam criação de novas soluções e estratégias para problemas atuais e futuros.

No campo do desenvolvimento de tecnologias assistivas (TA) encontramos escassez de literaturas e estudos que investiguem aspectos ergonômicos, funcionais, diagnósticos, terapêuticos e emocionais da aplicação destes recursos, isto gera pouco entendimento sobre os impactos decorrentes do emprego destes recursos, tanto por usuários permanente, quanto transitório (GUIMARÃES et al., 2015).

A necessidade de auxílio funcional, para desempenhar uma determinada atividade, fundamenta o desenvolvimento de tecnologias assistivas de forma interdisciplinar migrando entre grandes áreas do conhecimento. Os estudos e práticas aplicados visam analisar e compreender as reais necessidades de cada caso, segundo as muitas características das debilidades. Terapia ocupacional, engenharias com diversos focos, gerontologia, educação física e *design* são algumas das áreas de relevância nos processos práticos e teóricos do desenvolvimento de tecnologias assistivas, essa abordagem dinâmica proporciona a criação de produtos e serviços voltados ao auxílio, que oportunizam uma melhor interação entre pessoa com debilidade e o meio social (SOARES et al., 2014); (SIEGEL et al., 2014).

As particularidades do desenvolvimento de tecnologias assistivas concentram-se na variação de déficits funcionais que podem compreender uma ou múltiplas debilidades. As restrições podem ser classificadas como leves, moderadas ou avançadas e ainda que exijam ou não o desenvolvimento de aparatos, caso haja a necessidade de recursos para o auxílio, estes podem ser de baixo, médio ou alto nível tecnológico. Por definição, tecnologias assistivas são todas as ferramentas, recursos, métodos, estratégias ou processos com a finalidade de proporcionar maior autonomia e inclusão para a pessoa com deficiência (PcD) (SOARES et al., 2014; GUIMARÃES et al., 2015).

Os aspectos da relação usuário-produto devem ser observados em função de quesitos ergonômicos, aspectos simbólicos e emocionais da interação com os objetos, porém, é evidenciado pelos usuários problemas diversos como o alto custo seguido por aspectos ergonômicos de desconforto, aparência, pouca variedade de opções comerciais e segurança (SOARES et al., 2014).

A redução ou limitação de um ou mais aspectos da habilidade funcional pode originar-se por fatores congênitos ou adquiridos. Ambos os tipos podem gerar modificações no organismo de diversas ordens como psicológica, fisiológica e/ou anatômica (SOARES et al., 2014).

A ocorrência de deficiência física congênita é associada a quadros em que o indivíduo é exposto ao longo da gestação a patógenos diversos, desnutrição materna, causas metabólicas, anomalias genéticas hereditárias ou não, traumas no parto, entre outros, esses podem originar transtornos funcionais de diferentes níveis (SOARES et al., 2014); (SILVA, 2014).

Nos quadros de debilidade adquirida ao longo da vida, a interação do indivíduo com o meio pode proporcionar múltiplos incidentes que venham a comprometer as habilidades funcionais (SOARES et al., 2014). Esses quadros podem advir da violência urbana, de vários aspectos da atividade laboral, de doenças diversas ou da degeneração fisiológica natural do organismo. Nesse último ponto é observado a implicação do envelhecimento, que impacta diretamente na força muscular progredindo para o enrijecimento dos seus tendões e ligamentos (GUIMARÃES et al., 2015).

As tecnologias assistivas (TA) possibilitam a pessoa com deficiência restritiva retomar parcial ou integralmente suas capacidades. O ganho qualitativo é relevante para aspectos sociais e emocionais, entretanto, lacunas evidenciadas nas queixas dos usuários devem ser abordadas como critérios que oportunizam estudos de validação (GUIMARÃES et al., 2015); (BOIANI et al., 2015).

Apesar da relevância desses aparatos em proporcionar auxílios significativos para indivíduos com deficiência, a falta de estudos sobre a percepção do usuário e da avaliação sobre a ótica do grupo focal, ao qual o recurso se destina, implica na rejeição do instrumento, na insatisfação e no abandono do recurso, sendo situações frequentemente experimentadas por usuários de produtos assistivos (SOARES et al., 2014); (BOIANI et al., 2015).

O desenvolvimento de produtos adaptativos depende da compreensão dos aspectos associados a debilidade. A atuação multidisciplinar da Engenharia Biomédica permite a aplicação de princípios e métodos da engenharia para compreensão, definição e resolução de problemas em biologia e medicina, com a prioridade no desenvolvimento de equipamentos e técnicas aplicados ao diagnóstico, monitorização e terapia.

Entre as áreas de atuação da engenharia biomédica destaca-se os setores de engenharia médica, instrumentação biomédica, bioengenharia, engenharia clínica, engenharia de reabilitação, processamento de imagens e sinais biológicos, entre outras (CUNHA et al., 2004), com sua abordagem interdisciplinar, subsidia tecnicamente o desenvolvimento de aparatos assistivos, porém com observância aos critérios clínicos que abrangem a necessidade do recurso, a exemplo dos auxílios de mobilidade que são dispositivos mecânicos e eletromecânicos que amparam ou substituem a marcha permitindo ao usuário o deslocamento autônomo.

Os recursos de auxílio à mobilidade atuam no amparo ao equilíbrio, suporte à marcha e

auxílio às incapacidades dos membros inferiores com foco no controle do equilíbrio e limitação da necessidade de apoio sobre o membro problemático fornecendo vantagens mecânicas, bem como o retorno somatossensorial. Esses recursos permitem que pessoas com diferentes condições clínicas possam manter seu equilíbrio e locomovam-se de forma independente, promovendo a redução da carga incidente sobre os membros inferiores, alívio da dores nas articulações e compensação de fraquezas ou lesões, e assim, melhorando sua qualidade de vida (BATENI; MAKI, 2004); (POLESE et al., 2011).

Dispositivos de auxílio ao equilíbrio, como bengalas e andadores, ou de suporte da carga corpórea como muletas axilares e canadenses, quando prescritos, permitem o aumento da capacidade de mobilidade autônoma do paciente, entretanto, demandam a transferência de carga dos membros inferiores para os superiores.

Embora a muleta já exista há cerca de 5000 anos, o seu *design* e tecnologia tem avançado lentamente em comparação com outras formas e aparelhos auxiliares de locomoção. O instrumento é caracterizado por ser uma estrutura rígida originalmente desenvolvida com uma travessa para apoio na axila, dessa referência surge o nome de muleta axilar (ROGERS; LEINEWEBER; ANDRYSEK, 2016).

Problemas associados aos projetos primitivos de muleta foram identificados no início dos anos 1900 e incluíram neuropatia e compressão do nervo radial, do plexo braquial e da artéria axilar (MACGILLIVRAY et al., 2015).

O uso de muletas provoca sobrecarga das estruturas musculoesqueléticas do membro superior, e no uso de apenas uma muleta provoca carregamento excessivo na estrutura do quadril do lado oposto ao uso. Na deambulação com muletas axilares 44,4% do peso corporal durante o pico de força é suportado pela palma da mão (ROGERS; LEINEWEBER; ANDRYSEK, 2016) (BATENI; MAKI, 2004).

Outro fator crítico no estudo da deambulação assistida por muleta canadense é o gasto energético, que atinge o dobro da energia de marcha normal, isto induz a maiores cargas nas extremidades superiores; articulação glenoumeral pode ser carregada por mais de 100% do peso corporal durante a marcha com muleta (FISCHER et al., 2014) (CAPECCI et al., 2015).

A muleta canadense, também conhecida muleta *Lofstrand*, é pensada para melhorar o controle durante marcha (ROGERS; LEINEWEBER; ANDRYSEK, 2016), e difere da muleta axilar por transferir o ponto de apoio da axila para a mão e antebraço.

Durante o ciclo de deambulação as cargas aplicadas se distribuem entre o apoio de mão e o manguito, incidindo nestes dois pontos com intensidades diferentes a cada fase da marcha, isto gera pontos de maior incidência de carga nas regiões de contato com a mão e antebraço e no somatório das forças afetam toda a estrutura do membro superior.

Ao longo da deambulação observa-se reações mecânicas originadas da interação entre o usuário e a muleta, à ação de transferência de carga estabelece uma curva de carregamento

variável influenciada por variáveis como rigidez estrutural da muleta, massa corpórea, velocidade da marcha, variações do terreno, ângulo de balanço e aplicação de uma ou duas muletas.

A variação do padrão de carregamento ao longo da deambulação com muletas canadenses oferece risco de lesões em varios níveis a médio e longo prazo (DOOLEY; MA; ZHANG, 2015). Considerando os casos específicos de usuários permanentes do recurso, lesões provenientes do uso podem se mostrar incapacitantes, podendo inviabilizar a estratégia de locomoção por impossibilidade de uso do instrumento.

O uso contínuo de muletas canadenses pode comprometer toda a estrutura do membro superior, desde áreas distais de interação com o instrumento passando a junção do ombro, dor crônica nas articulações, tenossinovite no tendão do bíceps, neuropraxia ulnar no pulso e antebraço, desconforto chegando a paralisia da muleta são queixas relacionadas aos perfis das lesões (DOOLEY; MA; ZHANG, 2015); (ROGERS; LEINEWEBER; ANDRYSEK, 2016) ; (CAPECCI et al., 2015) .

A experiência clínica mostra que os pacientes podem sofrer de dor e hematomas ao longo do osso ulnar, em circunstâncias mais graves, foram relatados casos de fratura ulnar óssea por estresse e lesão por compressão do nervo radial em decorrência ao uso de muleta canadense (FISCHER et al., 2014); (CAPECCI et al., 2015).

A lesão do túnel do carpo é comumente atribuída ao uso de muletas, a síndrome do túnel do carpo, provoca dor ou dormência na mão e punho devido à compressão das terminações, é ocasionada pelo aumento de força aplicada na região ao lado do túnel carpo, próxima a base do polegar.

As complicações acima mencionadas, especialmente a síndrome do túnel do carpo, têm sido atribuídas principalmente ao aumento das forças transmitidas para as extremidades superiores durante a marcha assistida (ROGERS; LEINEWEBER; ANDRYSEK, 2016).

Nos estudos de (CAPECCI et al., 2015), (MACGILLIVRAY et al., 2015), (BATENI; MAKI, 2004) e (DOOLEY; MA; ZHANG, 2015) é analisado por meio de ensaios com voluntários o comportamento da muleta canadense durante a deambulação, as observações apontam presença de similaridades nas características de carregamento, demonstrando a presença de um padrão para a condução vertical da carga. Os resultados apontam a presença de dois picos de carga vertical: o primeiro pico é relativo a colisão da muleta com o solo e acarreta a maior amplitude, o segundo pico remete ao carregamento da muleta durante a etapa de suspensão e atua com magnitude igual a massa corpórea, todas as respostas da marcha são influenciadas pelas variações dos dados antropométricos.

A abrangência das lesões provenientes do uso de muletas canadenses justifica intervenções que busquem atenuar seus efeitos. A norma (ISO11334-1, 2007) *Assistive products for walking manipulated by one arm – Requirements and test methods*, que regulamenta a fabricação e teste de muletas canadense, impede alterações estruturais que afetem as geometrias pré-definidas e

requisitos de manejo pelo usuário, porém não restringe a implementação de recursos auxiliares como sistemas de amortecimento.

A aplicação de um sistema efetivo de amortecimento permitiria atenuar os picos de carregamento, resultando em uma menor incidência de carga sobre o membro superior, reduzindo o risco de lesões acarretadas pelo uso deste instrumento. Essa estratégia é apresentada em propostas patenteadas e estudos que buscam analisar e validar tais sistemas.

Os estudos de (MACGILLIVRAY et al., 2015) e (DOOLEY; MA; ZHANG, 2015) se concentram em identificar a efetividade de sistemas de amortecimento adaptativos que utilizam elastômeros e polímeros para atenuar a curva de transferência. Os resultados e discussões atestam a baixa efetividade dos sistemas avaliados quando testados em humanos com utilização de plataforma de carga e medições cinemáticas, ambos apresentam uma redução pequena no pico de carga variando entre 3% a 5%.

A baixa efetividade das propostas apresentadas é resultado da aplicação do conceito de amortecimento constante, que desconsidera fatores que alterem as forças de entrada acima ou a baixo do dimensionamento do sistema, gerando respostas inconsistentes do sistema. A análise dos estudos anteriores presentes na literatura denotam que os dados antropométricos são condicionantes que determinam o carregamento dinâmico e devem ser considerados para o desenvolvimento de um sistema eficiente.

Com essa abordagem é proposto nesse estudo o desenvolvimento, a manufatura e o testes in vitro de um sistema intercambiável de amortecimento para muleta canadense. A hipótese se baseia no conceito de que um sistema adaptativo pode atuar com maior efetividade no amortecimento para diferentes condições de carregamento, permitindo atenuar os picos de carga e promovendo a redução do risco de lesões originadas pelo uso deste instrumento.

A eficiência do amortecimento está associada a interação entre dados antropométricos e a determinação do módulo de resposta amortecida que pode ser alterado com a associação de discos amortecedores intercambiáveis. A permutação do conjunto composto por três discos amortecedores confeccionados em silicone com propriedades mecânicas distintas, permite realizar até nove combinações, propiciando explorar as melhores condições de eficiência na redução da taxa de carregamento.

1.2 OBJETIVO GERAL

O estudo tem como objetivo principal o desenvolvimento, a manufatura e os testes in vitro de um sistema de amortecimento adaptável para aplicação em muleta de antebraço, que permita ser configurado de acordo com as características antropométricas apresentadas pelo usuário.

1.2.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Desenvolver quatro propostas de configurações geométricas distintas para os conjuntos de discos amortecedores em ambiente CAD (*Computer Aided Design*) ;
- Manufaturar conjunto de moldes em concordância as configurações geométricas definidas para os discos amortecedores;
- Estabelecer protocolo para manipulação de três tipos de elastômeros líquidos bi-componentes destinados a fabricação dos conjuntos de discos com observância aos dispostos nos boletins técnicos dos fabricantes e requisitos de segurança;
- Desenvolver um modelo de câmara para encapsulamento dos discos amortecedores, que possa ser adaptado à muleta canadense em concordância aos dispostos na norma (ISO11334-1, 2007) com uso de ambiente CAD (*Computer Aided Design*);
- Manufaturar o conjunto com observância aos protocolos de usinagem;
- Selecionar por meio de testes experimentais a configuração geométrica a ser aplicada ao conjunto de discos amortecedores;
- Modelar matematicamente a marcha assistida por muleta;
- Desenvolver protocolo de testes de carregamento *in vitro* com observância aos dispostos na norma (ISO11334-1, 2007), modelagem matemática e requisitos de segurança;
- Realizar testes *in vitro* obedecendo ao protocolo estabelecido.

1.3 ESTRUTURA DO DOCUMENTO

O trabalho é composto por cinco capítulos, que discorrem sobre a contextualização, fundamentação e metodologias a serem empregadas no desenvolvimento do sistema de amortecimento intercambiável para muleta canadense, juntamente como a análise dos resultados e conclusões obtidas pelo estudo.

O Capítulo 01, faz referência à problemática que envolve o desenvolvimento de tecnologias de mobilidade assistida e problemas originados do uso de muletas do tipo canadense, essa abordagem fundamenta a pergunta pesquisa e traz os objetivos que se busca atingir.

O Capítulo 02, abordará as referências teóricas, metodologias e procedimentos experimentais, definindo os aspectos a serem empregados para o desenvolvimento do sistema de amortecimento intercambiável para muleta canadense.

O Capítulo 03, se concentra em apresentar as etapas metodológicas a serem empregadas para desenvolvimento e testes *in vitro* do sistema de amortecimento intercambiável para muleta canadense.

O Capítulo 04, se concentra em analisar e apresentar os resultado dos testes experimentais por meio de análises estatísticas descritiva e confronto de resultados.

O Capítulo 05, se refere as observações e conclusões obtidas pelo estudo, nele são apontadas as estratégias futuras de andamento da pesquisa e novas abordagens a serem realizadas.

2 FUNDAMENTAÇÃO

2.1 ANÁLISE DESCRITIVA DA MULETA CANADENSE

Os sistemas de suporte de peso têm sido cada vez mais utilizados para a reeducação da marcha. A técnica de suspensão pode diminuir as restrições biomecânicas, bem como facilitar o suporte progressivo de peso e melhorar as respostas dinâmicas de equilíbrio e apoio (FIGUEIREDO et al., 2014).

A muleta canadense ou *Lofstrand* aplica-se aos usuários transitórios e permanentes acometidos por diferentes tipos de distúrbios locomotores, para suprir a incapacidade ou a fraqueza do membro lesionado por meio da transferência do carregamento do membro inferior deficitário para o membro superior e possibilita o indivíduo recobrar a mobilidade (ROGERS; LEINWEBER; ANDRYSEK, 2016).

A utilização da muleta canadense acarreta vantagens em relação a outros dispositivos, suas características construtivas proporcionam ao usuário maior controle e equilíbrio durante a deambulação, pois permite a execução de movimentos mais elaborados e a redução do risco de lesões típicas do uso de muletas axilares.

Como todos os sistemas de suporte de peso, a muleta canadense permite ao usuário utilizar o membro superior no auxílio à locomoção, o instrumento difere dos demais tipos de muletas por concentrar os pontos de interação nas regiões distais do membro superior possibilitando ao usuário utilizar a mão e antebraço como pontos de apoio.

O instrumento possui características construtivas distintas, conforme figura da muleta no Quadro 1, a estrutura é composta: por uma ponteira de borracha natural na base do instrumento responsável por aderir ao solo e amortecer os impactos; uma haste de apoio regulável que permite o ajuste a antropometria do usuário; uma estrutura composta por um punho que acomoda a mão do usuário e a estrutura de apoio para o manguito; e o manguito que é uma abraçadeira responsável pela acomodação do antebraço dando estabilidade ao instrumento, pode ser articulada ou fixa.

Em muitos modelos de muletas canadense o manguito é uma peça a parte que se encaixa a estrutura de apoio articulada, isso garante um grau de mobilidade que melhora a acomodação no antebraço.

Nos modelos comerciais é observado o uso de materiais leves, tais como, alumínio e fibra de carbono para confecção das hastes reguláveis. O processo de injeção de termoplásticos é utilizado para a confecção das estruturas do punho, apoio do manguito e do manguito que podem ser produzidos em separado ou como peça única.

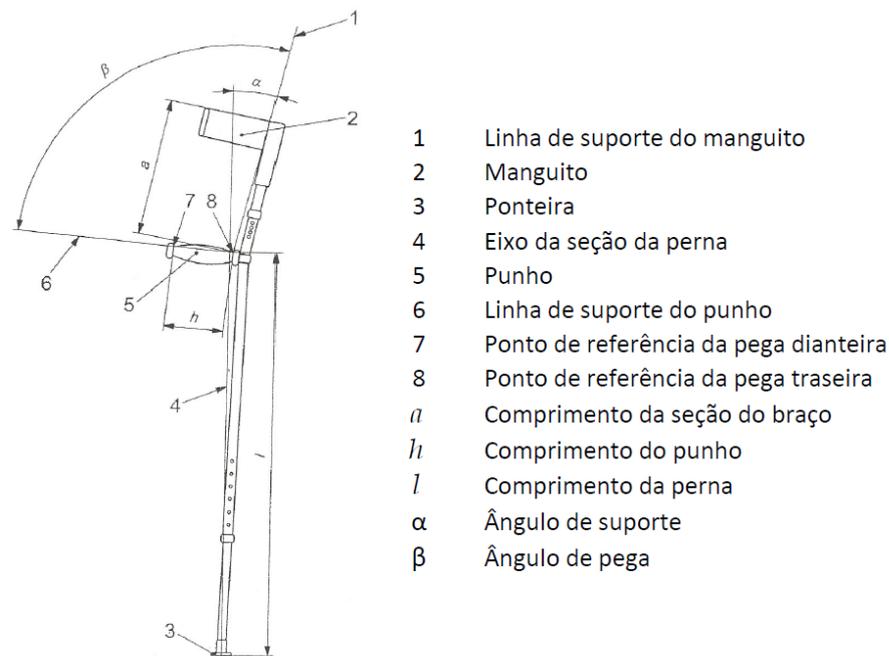
A seleção dos materiais deve considerar as solicitações dos ensaios dispostos na norma

(ISO11334-1, 2007) no que diz respeito às características e respostas estruturais e mecânicas. Por determinação da norma (ISO11334-1, 2007) todo o instrumento deve ser passível de desmontagem e montagem sem auxílio de ferramentas, isso permite que o usuário realize o manejo do instrumento de forma fácil sempre que preciso, para atender este quesito os projetos comerciais fazem uso da fixação por interferência entre as peças a serem montadas, o que elimina a necessidade e elementos de fixação.

A configuração estrutural do instrumento segue a padronização da norma (ISO11334-1, 2007) que determina toda parametrização dimensional e ensaios necessários para validação da muleta canadense, à interação usuário/instrumento é realizada por meio de dois pontos de pega o punho e o manguito. Estes contatos interfaciais são utilizados no apoio e estabilidade durante o ciclo de marcha assistida.

O punho atua como ponto de interface principal e fica situado na parte superior da haste de apoio perpendicularmente a base da muleta, item (5) Quadro (1), ele permite que o usuário realize a pega do instrumento com a mão e garante a firmeza e controle do instrumento durante a deambulação.

O segundo ponto de apoio é descrito como manguito, item (2) quadro (1) e possui o formato de abraçadeira que realiza a pega na região ulnar próxima ao cotovelo, esse ponto de apoio interage de forma ativa durante o ciclo de marcha, isso é evidenciado no estudo de (FISCHER et al., 2014) que apresenta resultado do carregamento neste ponto.



Quadro 1 – **Características Dimensionais**, adaptado de (ISO11334-1, 2007)

A relação geométrica angular entre os dois pontos de interação é definida pelo ângulo de

pega (β) e o comprimento da seção do braço (a) que define o ajuste em relação às proporções do antebraço, estes dois parâmetros garantem a perfeita acomodação do instrumento. A principal vantagem deste ajuste é garantir o controle da muleta durante a deambulação, isso permite a elaboração de movimentos complexos durante a execução da marcha assistida tornando o instrumento mais eficiente.

2.2 CARACTERIZAÇÃO DA MARCHA ASSISTIDA

O bipedismo é uma característica evolutiva hereditária que se originou das mudanças produzidas pelo meio ambiente, atendendo a necessidade de cobrir grandes distâncias e realizar movimentos elaborados durante a marcha, isso garantiu vantagens competitivas ao homem moderno.

O domínio da marcha bípede envolve interações sensoriais, cognitivas ou motoras complexas que mobilizadas resultam na efetiva deambulação, todos os elementos envolvidos nesta dinâmica devem responder de forma concomitante, caso isso não ocorra, origina-se um déficit locomotor ou marcha patológica.

Lesões transitórias ou permanentes de diferentes níveis nesses sistemas estão associadas aos principais problemas de locomoção e resultam na limitação funcional dos indivíduos acometidos. A reeducação da marcha visa proporcionar a recuperação funcional e a adaptação frente às incapacidades originadas por uma lesão.

O reaprendizado motor tem como objetivo o aperfeiçoamento e recuperação do controle postural bípede da marcha sem dispositivos auxiliares, quando possível, permitindo associar o ato da locomoção a tarefas que requeiram maior ou menor concentração, a motivação busca otimizar a produção de fatores de crescimento neuronais, permeando restaura a função deficitária, e assim, reabilitando o indivíduo (VARISE et al., 2009).

A marcha patológica pode ser caracterizada por deformidades, fraqueza muscular, espasticidade, dor ou perda sensorial, a seleção dos recursos auxiliares a serem empregados depende da percepção, por parte do profissional de saúde e das condições em que se encontra um paciente acometido por uma ou mais destas patologias, (PERRY, 2005).

A prescrição de recursos auxiliares deve considerar as características patológicas da marcha e se dá por meio de análise clínica da marcha onde se determina as características e abrangência do distúrbio apresentado, o uso pode ser empregado de forma transitória durante a etapa de reabilitação ou permanente como estratégia de locomoção.

A análise clínica da marcha é considerada como a medição, o processamento e a interpretação sistemática dos parâmetros biomecânicos que caracterizam a locomoção humana e facilitam a identificação de limitações no movimento, de maneira a identificar procedimentos adequados de reabilitação.

Os métodos predominantes na análise clínica da marcha são a medição da cinemática, da cinética e da atividade muscular durante o ciclo de marcha: a cinemática consiste na caracterização do movimento sem referências às forças envolvidas; a cinética descreve as forças internas e externas que atuam num corpo em movimento; a eletromiografia define a atividade muscular que controla os movimentos durante a marcha; a pressão plantar permite a análise pormenorizada da distribuição da carga entre a planta do pé e a respectiva superfície de contato (SOUSA et al., 2007).

As metodologias de análise não são usualmente aplicadas no trabalho cotidiano por apresentarem características específicas do estudo científico da marcha, não há um critério específico para prescrição e seleção dos instrumentos de apoio e suspensão, prevalece a análise empírica do profissional sobre as características clínicas apresentadas pelo paciente, a falta de parâmetros se mostra um complicador, uma vez que, o instrumento adotado pode não contemplar em plenitude as necessidades de sustentação de cargas suplementares do apoio deficitário.

Os tipos de marcha assistida por muletas axilar ou canadense segundo (ROGERS, 2014) são: marcha de dois pontos; marcha de três pontos; marcha de quatro pontos; marcha por balanço simples e marcha por balanço duplo, apresentados na Figura 1.

As condições de marcha se dividem em suporte ou suspensão, as marchas de dois pontos, de três pontos e de quatro pontos são utilizadas por pacientes que apresentam patologia motora que não comprometa o uso mínimo dos membros inferiores para o apoio na marcha, nessa condição de marcha as muletas atuam no equilíbrio e sustentação com uso do apoio simples ou duplo.

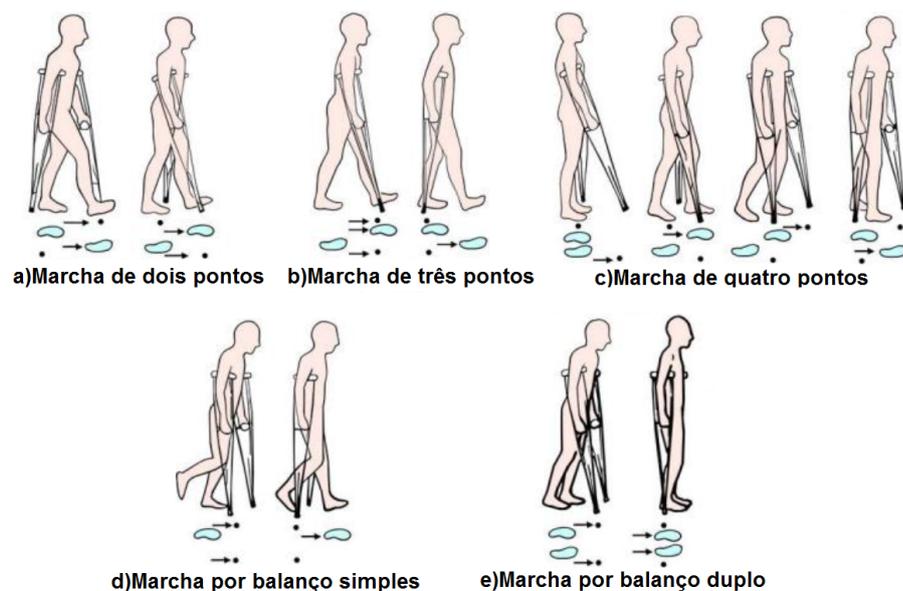


Figura 1 – **Tipos de marchas com muletas.** As figuras (a),(b) e (c) representam os tipos de marcha de suporte, as figuras (d) e (e) representam os tipos de marcha de suspensão, adaptado de (ROGERS, 2014) .

As marchas por balanço simples ou duplo apresentam a característica de suspensão e exigem o uso de apoio duplo sobre a muleta, o movimento pendular realizado durante a fase de apoio da muleta desloca o corpo suspenso sobre as muletas para frente e é finalizado com o contato do membro inferior com o solo, conforme Figura 3, na fase de apoio da muleta toda a massa corpórea fica suspensa o que provoca o carregamento total sobre os membros superiores, a diferenciação entre as duas técnicas é feita pelo estilo de retomada que faz uso de um ou dois pés.

Segundo (ROGERS, 2014) estas marchas são aplicadas quando a impossibilidade de utilizar o membro ferido ou/e realizar a perfeita movimentação do membro, sendo que, a mais usual marcha por balanço simples, oferece os mais altos índices de carregamento e esforço durante a deambulação.

Um estudo sobre esforços evidenciou que a marcha por balanço simples originava um aumento da energia despendida de 2 a 3 vezes, e um aumento do trabalho mecânico em 1,2 a 1,5 vezes, quando comparado com a caminhada regular. (CAPECCI et al., 2015) também afirmam que o uso da marcha por balanço simples gera o efeito de sobrecarga do calcanhar pela retomada brusca do contato do membro com o solo, o pico de força de impacto pode comprometer o membro saudável.

(POLESE et al., 2011) em seu estudo propõem cinco questões de análise para o uso de dispositivos assistivos: impacto do dispositivo assistivo na habilidade para descarregar peso no membro; impacto na habilidade para movimentar o membro acometido; impacto na confiança; impacto na segurança; e impacto no jeito de caminhar. As observações realizadas no estudo com o grupo focal evidenciam o ganho qualitativo oferecido pelo uso do recurso e a importância dos dispositivos assistivos em permitir recobrar a mobilidade autônoma do usuário.

A estratégia de locomoção adotada pode determinar o uso do apoio simples ou duplo apoio como apresentado na Figura 2, a opção por parte do profissional que prescreve o instrumento de adotar o apoio simples ou duplo considera a análise da abrangência do deficit motor e as características da marcha patológica apresentada, uma vez que, o nível de complexidade da debilidade motora pode impossibilitar o uso do membro acometido como ponto de apoio exigindo o uso de duas muletas (FIGUEIREDO et al., 2014).

O uso de uma muleta ipsilateral ao membro deficitário gera o efeito de carregamento articular do quadril no lado posterior, isso porque a carga na articulação do quadril é fortemente influenciada pela atividade muscular de abdução da anca e o nível requerido de atividade do abdutor é dependente do lado do corpo no qual a muleta é posicionada, Figura 2(a).

Infelizmente, a diminuição de carga no membro afetado não garante necessariamente uma redução na carga da articulação da anca, o que é em alguns casos o objetivo clínico. (BATTENI; MAKI, 2004).

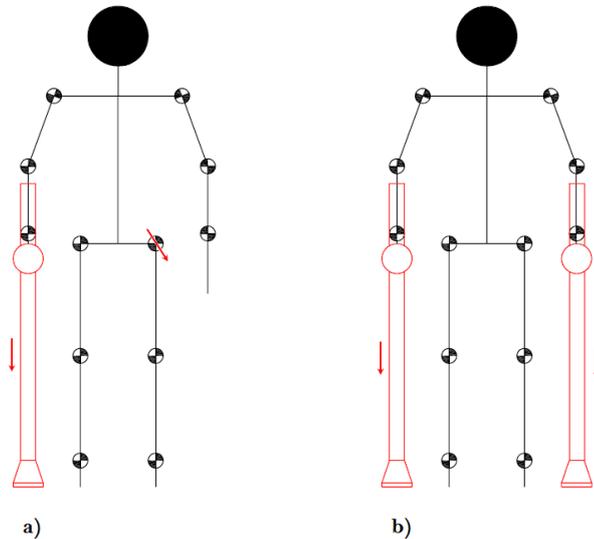


Figura 2 – **Estratégia de Locomoção**. a) Representação dos esforços no uso de muleta com apoio simples ipsilateral, b) Representação dos esforços no uso de muleta com apoio duplo. (Autoria própria).

A deambulação humana é relativamente simétrica em relação aos movimentos angulares das articulações, aos padrões de ativação muscular e à sustentação da carga pelos membros inferiores, isso permite que seja analisada de acordo com as variáveis envolvidas (NORDIN MARGARETA; FRANKEL, 2014). Da mesma forma, a marcha com a muleta canadense pode ser compreendida como um ciclo e dividida em duas fases distintas, a fase de apoio da muleta e a fase de balanço da muleta, como demonstrado por (CAPECCI et al., 2015) em seu estudo na Figura 3.

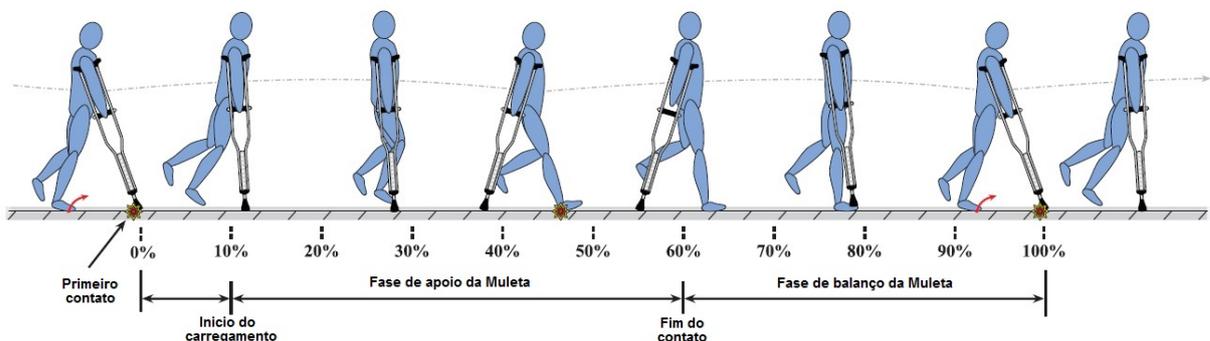


Figura 3 – **Ciclo de Marcha Assistida**. Etapas do ciclo de deambulação assistida. Adaptado de (CAPECCI et al., 2015).

A fase de apoio se inicia com o contato do instrumento com o solo onde ocorre o primeiro pico de força de reação do solo (FRS) apresentado pelo instrumento, posteriormente em 10% do ciclo se inicia a fase de carregamento com a transferência de carga do membro inferior

para o membro superior, este carregamento ocorre de forma rápida e atinge seu pico máximo por volta de 30% do ciclo, a carga se estabiliza e decresce ao entrar na etapa de alívio que ocorre quando é recobrado o apoio pelo membro inferior, a fase de apoio é finalizada pelo fim do contato do instrumento com o solo e início da fase de balanço da muleta onde ocorre o reposicionamento da muleta para o início de um novo ciclo de marcha assistida.

Os estudos de (CAPECCI et al., 2015), (BATENI; MAKI, 2004), (MACGILLIVRAY et al., 2015) e (DOOLEY; MA; ZHANG, 2015) apontam como pontos críticos do ciclo da marcha assistida o primeiro contato e o carregamento, ambos incidindo diretamente sobre o membro superior, o primeiro contato é caracterizado pelo impacto do instrumento com o solo que origina uma força de colisão mostrada por (CAPECCI et al., 2015) em seu estudo como um pico de grande amplitude que supera em até três vezes o pico de carregamento, a fase de apoio da muleta é o segundo ponto crítico do ciclo, ocorre de forma rápida e gera um grande volume de carga incidente sobre o membro superior.

A análise sistemática dos parâmetros biomecânicos envolvidos pode inferir como componentes básicas as acelerações, velocidades lineares e angulares e dados antropométricos do segmento de centro de massa, de massa, de momento de inércia e de dimensões biomecânicas (SOUSA et al., 2007), obtendo como resultantes a amostra cinética do movimento analisado.

A análise cinética da marcha é obtida a partir das forças de reação nas articulações, dos momentos articulares, da potência mecânica e do trabalho mecânico, por meio do cálculo dinâmico inverso. A dinâmica inversa utiliza os conhecimentos da cinemática do movimento (acelerações/velocidades lineares e angulares), das informações antropométrica dos segmentos (centro de massa, massa, momento de inércia, dimensões) e das forças externas aplicadas ao sujeito em movimento (forças de reação do solo resultante da interação pé/solo) para calcular as forças de reação e momentos articulares.

Existem diversos modelos dinâmicos para o cálculo cinético, porém, o mais utilizado é o modelo de Diagrama de Corpo Livre. Nesse modelo os momentos articulares e as potências mecânicas articulares são a informação mais relevante da análise biomecânica da marcha, pois os momentos articulares indicam que as estruturas que atravessam a articulação em estudo, estão sob tensão e qual o grau da mesma. Esses momentos indicam quais os tipos de músculos cuja ação é predominante para um dado instante da marcha: se o valor é positivo, músculos flexores estão acionados; se o valor é negativo, músculos extensores. Através da potência mecânica é possível saber se os músculos estão exercendo uma ação concêntrica ($P > 0$), uma ação excêntrica ($P < 0$) ou uma ação isométrica ($P = 0$). (SOUSA et al., 2007).

As cargas que o sistema músculo-esquelético é exposto, podem ocasionar prejuízos à estrutura e ao funcionamento do membro de suspensão utilizado na locomoção, como também comprometer ou impossibilitar a estratégia de uso da muleta canadense na deambulação. (FIGUEIREDO et al., 2014). Analisando as características estruturais dos subsistemas que compõem o membro superior, fica evidente que a estrutura não é preparada para o recebimento de cargas

cíclicas inerentes do processo de deambulação com muletas canadenses.

Todo o carregamento induzido no membro superior segue através das áreas de interação instrumento/usuário e incidem diretamente sobre os pontos de contato e indiretamente por todas as estruturas que compõem o membro superior. A Figura 4 representa os principais pontos de convergência da carga atuante sobre o membro, sendo direcionados das regiões distais em direção à junção do ombro que recebe e distribui a carga residual em suas estruturas.

O ombro é uma articulação rasa com uma grande amplitude de movimento, e sua superfície de contato é muito menor do que a observada nas estruturas no quadril (DOOLEY; MA; ZHANG, 2015), esta articulação complexa é formada pela junção de ossos, ligamentos, tendões e músculos, o que a torna inerentemente instável e suscetível a lesões e doenças crônicas devido ao carregamento cíclico.

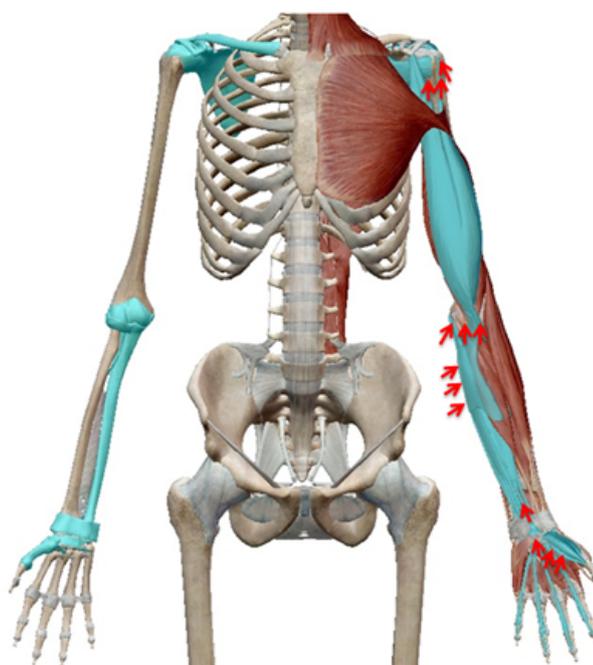


Figura 4 – **Incidência da carga sobre as estruturas do membro superior.** Em azul as estruturas afetadas pelo carregamento, as setas vermelhas indicam o sentido de propagação da carga, adaptado de (VISUALBODY, 2015).

As cargas de impacto e suspensão oriunda da marcha assistida por muleta canadense, afetam de diferentes formas todos os elementos que compõem a estrutura do membro superior, as alterações nas variáveis que compõem a marcha dificultam ou inviabilizam o entendimento do comportamento da carga sobre o membro, a literatura se concentra em analisar os efeitos da marcha assistida com base nas lesões e formas de ocorrência, apontando como sendo preponderante o surgimento de eventos em médio e longo prazo.

O comportamento das cargas nos pontos de interação instrumento/usuário na deambulação assistida por muleta canadense é objeto de estudos apresentados por (FISCHER et al., 2014) e (ROGERS; LEINWEBER; ANDRYSEK, 2016).

(FISCHER et al., 2014) levantam a hipótese de que as pressões mais elevadas se situam entre o antebraço e o manguito durante a marcha, e estão localizados na região ulnar, e que, os níveis de suporte de peso na circunferência do antebraço podem influenciar os valores da pressão de pico e distribuição de pressão quando utilizados parâmetros cinemáticos. Dez adultos saudáveis participaram do estudo onde uma matriz de sensores de pressão foi ligada ao antebraço de cada participante dividindo o antebraço em quatro quadrantes (lateral, ulnar, intermédio e medial) conforme Figura 5(a). As medidas foram aferidas durante a marcha com muleta nas fases de apoio do peso-rolamento parcial e total. Foi utilizado o sistema tridimensional de análise de movimento com marcadores reflexivos ligados ao corpo do voluntário e as muletas para obter dados cinemáticos como demonstrado nas Figura 5(b) e Figura 5(b).

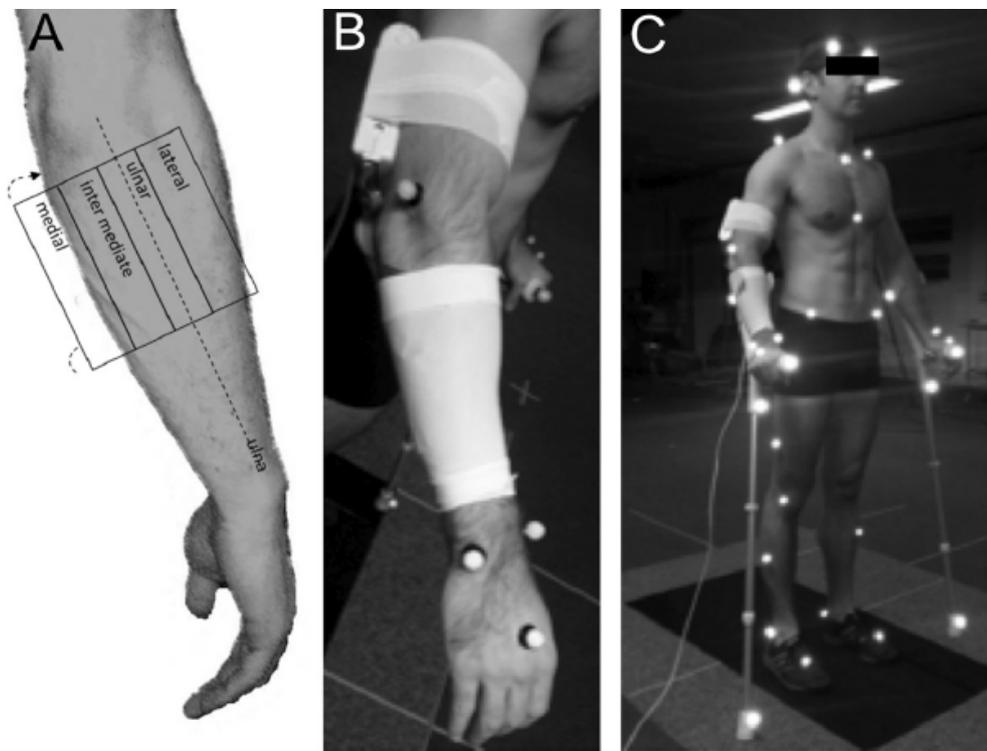


Figura 5 – **Setup** experimento. O item (a) representa os quadrantes de aquisição de dados, o item (b) apresenta a instalação do sistema de aquisição de dados e o item (c) mostra a configuração de montagem dos pontos reflexivos para medição cinemática, adaptado de (FISCHER et al., 2014).

Os resultados obtidos por (FISCHER et al., 2014) atribuem uma pressão média de $37,5 \text{ kPa}$ ($SD \ 8,8 \text{ kPa}$) no antebraço durante a marcha com muleta canadense. Os maiores valores medidos foram na ulnar 41 kPa ($SD \ 9,6 \text{ kPa}$) e $38,0 \text{ kPa}$ ($SD \ 9,0 \text{ kPa}$) no quadrante intermédio. O centro de pressão foi localizado principalmente na zona lamelar oblíqua destes dois quadrantes, com o aumento no peso-rolamento nas muletas durante a marcha, observou-se uma mudança das pressões de pico para a região ulnar. Os picos de pressão no antebraço mostram tendência de correlação com abdução muleta, mas nenhuma associação com outros

parâmetros cinemáticos foi detectada.

(FISCHER et al., 2014) conclui que, a carga de pressão no antebraço durante a marcha assistida por muleta está localizada predominantemente na ulna gerando hematomas e dor que pode ser associada a uma variedade de condições secundárias. Foi observado que a circunferência do antebraço influencia a distribuição de pressão entre manguito e o antebraço durante a marcha, enfatizando a necessidade de novos modelos de punho e manguito com dimensionamento apropriados, com o objetivo de prevenir lesões na região ulnar do antebraço, o que presumivelmente teria um profundo impacto sobre o sistema de saúde, considerando o grande número de usuários de muleta.

(SALA et al., 1998) busca em seu estudo comparar cargas, distribuição de carga, pressões e áreas de suporte de peso na palma da mão durante a deambulação com muleta canadense com punho cilíndrico e cilíndrico com alças, para determinar se são produzidas maiores cargas na região do túnel do carpo. Os dados foram coletados a partir de seis regiões palmares usando um sistema *F-Scan* que instrumenta a palma da mão como demonstra a Figura 6, as amostras foram medidas de um grupo único repetidos de adultos normais e pacientes que eram usuários de muleta de longo prazo contando com trinta voluntários saudáveis e seis pacientes.

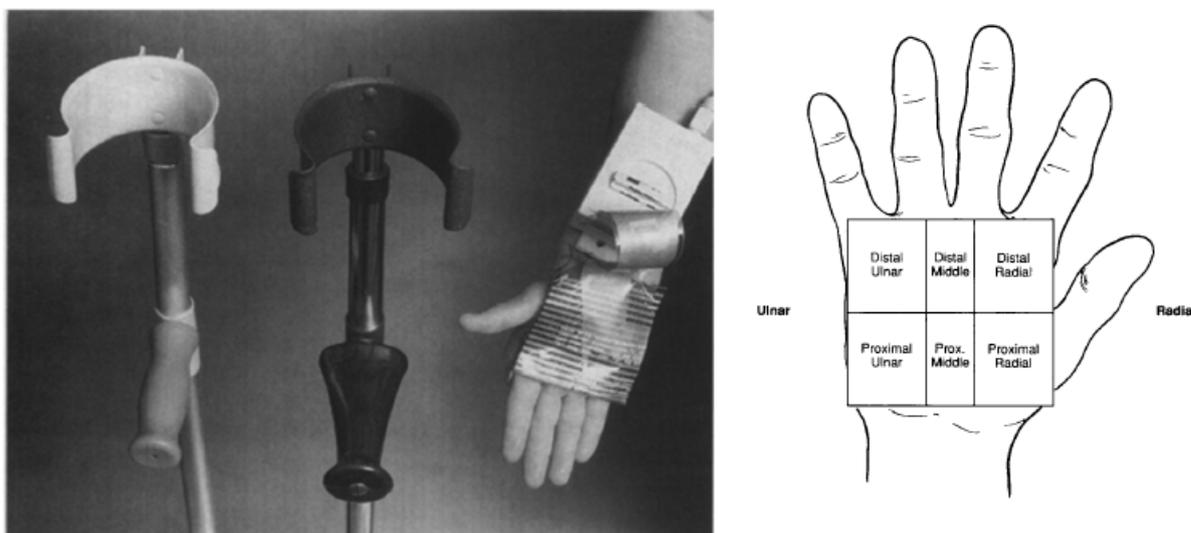


Figura 6 – *Setup* experimento (SALA et al., 1998). Montagem do *setup* do experimento e distribuição das regiões de medição palmar, adaptado de (SALA et al., 1998) .

Os resultados obtidos no estudo (SALA et al., 1998) apontam que as distribuições médias e máximas de carga para as seis regiões palmares foram semelhantes para os dois modelos de punho, como mostra a Quadro 2, sendo que para o punho cilíndrico as cargas média e máxima foram significativamente maiores no radial distal, medial distal e palma total, e para o punho cilíndrico com alças a carga média se concentrou na região ulnar proximal. Os dois modelos

apresentam médias de concentração de carga total de 25% nas regiões radiais, assim como cargas moderadas ocorrendo no meio proximal (região do túnel do carpo).

Região Palmar	Punho cilíndrico	Punho cilíndrico com alças
Distal Radial	37%	26%
Distal Medial	9%	6%
Distal Ulnar	1%	3%
Proximal Radial	30%	34%
Proximal Medial	14%	20%
Proximal Ulnar	9%	15%

Quadro 2 – **Distribuição de carga palmar.** A tabela apresenta a distribuição de cargas nas 6 regiões palmares para as medições com punho cilíndrico e punho cilíndrico com alças, adaptado de (SALA et al., 1998).

As pressões máximas radiais distais foram de 240,8 *kPa* para o punho cilíndrico e de 160,7 *kPa* para o punho cilíndrico com alças. Foi observado que o peso-rolamento gerado durante a deambulação assistida pode produzir compressão e forças extremas na palma da mão, com um conseqüente aumento da pressão no túnel carpal que pode produzir síndrome do túnel do carpo e os seus sintomas associados. No entanto, a relação entre a amplitude, a frequência e a duração das forças necessárias para produzir esta síndrome é desconhecida.

O estudo de (SALA et al., 1998) aborda que o punho cilíndrico e cilíndrico com alças tem distribuições de carga semelhantes, oferecendo o mesmo risco de ocorrência de síndrome do túnel carpal. A conclusão positiva do estudo é que o punho cilíndrico com alças distribui as cargas sobre uma maior área de superfície, reduzindo a pressão focal.

Em ambos os estudos não se estabelece uma relação direta entre as forças e as diferentes interfaces de contato, se concentrando em investigar individualmente o carregamento no manguito e no punho, a observação dos dados apresentados nos estudos mostra que a maior incidência de pressão ocorre no punho, com maior magnitude sobre a região do carpo, explicando a preponderância de literaturas que atribuem lesões nesta região como decorrentes do uso de muletas canadenses, porém nenhum dos estudos é conclusivo ao apontar soluções que resultem na redução direta do carregamento nesse ponto.

O estudo realizado por (ROGERS; LEINEWEBER; ANDRYSEK, 2016) considera diferentes aspectos pouco estudados como a relação entre os pontos interfaciais e o comportamento da carga em condições de uso cotidiano, e assim agrega uma compreensão ampla dos fatores representativos para análise do comportamento das cargas e pressões existentes no ciclo de deambulação da marcha por balanço simples, este tipo de marcha foi escolhido por ser o que apresenta o mais alto nível de carregamento.

As averiguações realizadas em outros estudos utiliza medições cinemáticas e por plataforma de carga em ambientes controlados não representando na totalidade os fatores que interferem no carregamento durante a deambulação por diferentes terrenos e condições, (ROGERS; LEINEWEBER; ANDRYSEK, 2016) busca compreender a influencia das cargas de forma mais

ampla, concentrando a coleta dos dados na instrumentação de uma muleta comercial, por considerar esta forma de obtenção de dados como mais fidedigna.

O estudo busca avaliar as forças interfaciais na mão e antebraço, força de reação do solo (FRS), taxa de aumento de carregamento e velocidade de caminhada. A abordagem utilizada contempla aspectos pouco estudados, como a influencia de terrenos irregulares com aclives e declives e de diferentes velocidades de marcha no carregamento. Os testes foram realizados por dez indivíduos sendo oito homens e duas mulheres saudáveis e sem histórico de uso de muletas, com idades entre $24 \pm 2,5$ anos com massa $77,72 \pm 15,27$ kg ($171,3 \pm 33,66$ libras).

Um par de muletas canadenses (*Sidestix Ventures Inc, Sechelt, Canadá*) foi utilizado para todos os ensaios, com modificações em apenas uma muleta para incluir uma célula de carga de 6 eixos (*MC1.75, Advance Manufacturing Technologies, Crowthorne, UK*) no eixo ligeiramente abaixo da pega, como apresentado na Figura 7. Esta localização foi escolhida por não interferir na distribuição de massa da muleta. Para aquisição dos dados foi utilizado o hardware (*CRONOS-PL, imc DataWorks, Novi, MI, USA*), armazenados em uma mochila utilizada pelo pesquisador de modo a não precisar ser carregada pelo participante. Os dados foram então transmitidos para processamento em um computador portátil, utilizando uma rede sem fio local.

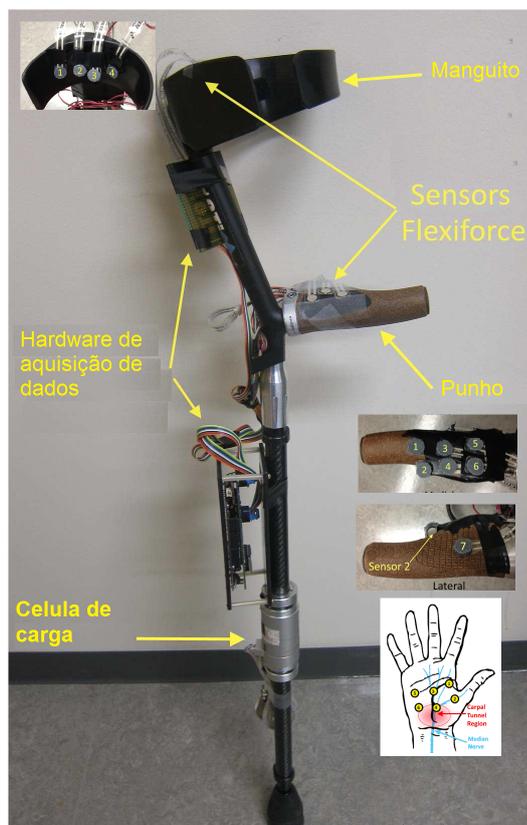


Figura 7 – **Setup** experimento (ROGERS; LEINEWEBER; ANDRYSEK, 2016). Distribuição dos sensores e pontos de medição, adaptado de (ROGERS; LEINEWEBER; ANDRYSEK, 2016).

A instrumentação da muleta utiliza sensores de força piezoelétricos flexíveis (*FlexiForce A201, Tekscan Inc, South Boston, MA, EUA*) montados no punho e manguito, conforme Figura 7.

Cada participante foi submetido a seis cenários de passeio diferentes, três em terreno plano num ambiente de laboratório e três ao ar livre sobre terreno rochoso e com subida e descida de uma rampa, com uso da muleta instrumentada que foi posicionada no braço direito de todos os participantes. No laboratório todos os participantes foram convidados a caminhar a um ritmo normal auto-selecionado para a distância de 10 m, usando a marcha por balanço simples.

Depois de três tentativas os participantes foram instruídos para andar tão rápido quanto confortável para três ensaios e depois lentamente como confortável para três ensaios. O tempo transcorrido para cada ensaio de 10 m foi registrado e usado para calcular a velocidade média e a velocidade de cada uma das propostas de marcha.

Os participantes foram então levados para o exterior para realizar ensaios caminhando sob condições que incluíam terreno irregular com rochas espalhadas, com diâmetro médio de aproximadamente 10 cm, e andando para cima e para baixo em uma rampa com uma inclinação de 8° (13% de grau) e comprimento de 10 m. Os participantes foram autorizados a escolher a velocidade para os três ensaios.

(ROGERS; LEINEWEBER; ANDRYSEK, 2016) dividem as análises dos resultados em grupos de acordo com as hipóteses levantadas, a avaliação dos dados de velocidade média é apresentada na Figura 8 que mostra uma variação elevada entre os três primeiros ensaios, principalmente quando comparados os dois primeiros (lento e normal) com o terceiro (rápido), que como mediana mostra valores próximos a 1,5 m/s contendo um valor de máximo próximo a 2,2 m/s.

Ao comparar os dados juntamente com o estudo desenvolvido por (PINTO et al., 2011), que considera a condição de corrida com muleta e estabelece como média o valor de 2,46 m/s \pm 0,26, os valores obtidos por (ROGERS; LEINEWEBER; ANDRYSEK, 2016) se mostram condizentes com a condição de marcha de velocidade rápida. Outros dados importantes no que se refere à velocidade, são os de que a ação de subida e descida de rampa apresentam pequena variação se aproximando a condição de marcha normal, já a marcha sobre terreno irregular mostra a maior variação de velocidade atingindo ponto inferior menor que o valor mínimo da marcha lenta e valores de pico superiores ao de marcha normal, mostrando que a segurança do usuário no apoio do instrumento tem influencia direta com velocidade de marcha.

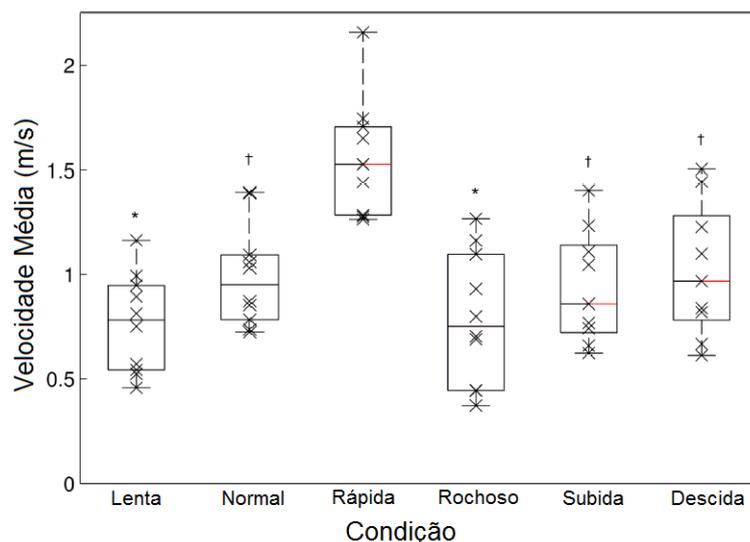


Figura 8 – **Gráfico de velocidade de marcha.** Análise estatística da velocidade nos seis cenários propostos, adaptado de (ROGERS; LEINEWEBER; ANDRYSEK, 2016).

A Figura 9 apresentada por (ROGERS; LEINEWEBER; ANDRYSEK, 2016) demonstra na (linha de cor preta) a média e o desvio padrão para comportamento das forças interfaciais da carga axial na muleta, a (linha de cor vermelha) apresenta a força total da mão e a (linha de cor azul) as forças no antebraço durante o ciclo (fase de apoio da muleta), para os seis diferentes cenários propostos pelo estudo.

Os valores expressos no gráfico correspondem à porcentagem de carga normalizada (%BW) pelo método alométrico, que corresponde a um método matemático que expressa à medida à qual uma variável (seja anatômica, fisiológica, física ou temporal) é relacionada com uma unidade antropométrica corporal (CUNHA et al., 2011).

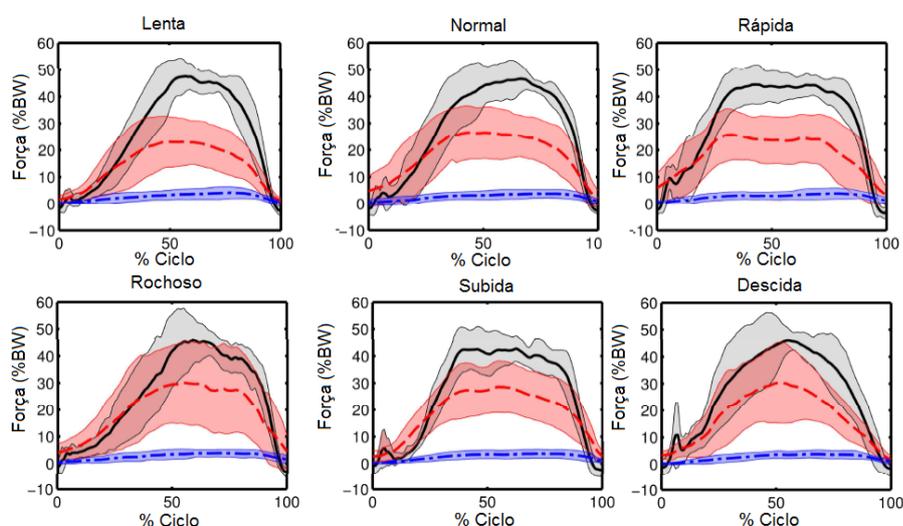


Figura 9 – **Distribuição de força.** Apresentação dos dados normalizados de distribuição de força nos pontos interfaciais em relação as etapas do ciclo nos seis cenários propostos, adaptado de (ROGERS; LEINEWEBER; ANDRYSEK, 2016).

Os valores apresentados para forças interfaciais da carga axial na muleta quando analisados considerando apenas a magnitude da carga, demonstram similaridade, os seis gráficos apresentam valores de pico relativamente próximos, variando entre 40 a 50 ($\%BW$), porém quando considerada a porcentagem do ciclo onde ocorre o aumento exponencial da carga, fica evidente que a métrica da magnitude não apresenta valores qualitativos para compreensão dos fenômenos ocorridos durante a deambulação.

Fica evidenciado que as cargas incidentes na mão apresentam valores de pico consideravelmente maiores do que as cargas incidentes sobre o antebraço, isso mostra que essa região é mais suscetível às lesões provenientes da deambulação assistida, validando a afirmação de (SALA et al., 1998). É relatado uma perda de 20% da carga axial medida quando analisada em relação a soma das cargas interfaciais, sendo considerado como um erro aceitável para a área de contato interfacial instrumentada.

Um diferencial apresentado pelo trabalho de (ROGERS; LEINEWEBER; ANDRYSEK, 2016) é a análise da taxa de carregamento, grande parte dos trabalhos considera a pressão ou a magnitude da carga a qual o usuário é submetido como métrica para analisar os fatores prejudiciais apresentados pelo uso do instrumento, (ROGERS; LEINEWEBER; ANDRYSEK, 2016) propõem em seu estudo que a taxa de carregamento dada em $\%/s$ seria a métrica adequada para comparar as influências do carregamento durante a deambulação.

A análise da magnitude não permite uma total compreensão dos comportamentos das cargas, podendo inferir interpretações errôneas dos dados ao longo da discussão, sendo necessária a análise em relação ao tempo.

A Figura 10 apresenta a influência da velocidade na taxa de carregamento, e demonstra o crescimento exponencial quando observadas as três condições iniciais de ensaio (Lenta, Normal e Rápida). Os ensaios em ambiente externo apontam uma variância alta para os valores de terreno irregular (Rochoso) e (Descida) de rampa representando que estas condições são relevantes para análise ambiental.

As observações de (ROGERS; LEINEWEBER; ANDRYSEK, 2016) concluem que a introdução de ambientes variados para a marcha não exibiu efeitos significativos sobre a magnitude da força interfacial ou distribuição durante os ensaios, no entanto, efeitos sobre taxas de carga foram encontrados.

Para todas as condições ficou evidente que as variações de velocidade e terreno alteram as taxas de carregamento, as variações de velocidade para as condições (Lenta, Normal e Rápida) demonstram o crescimento exponencial da taxa de carregamento em função da velocidade, para as demais condições não fica clara as relações entre o ambiente e a taxa de carregamento.

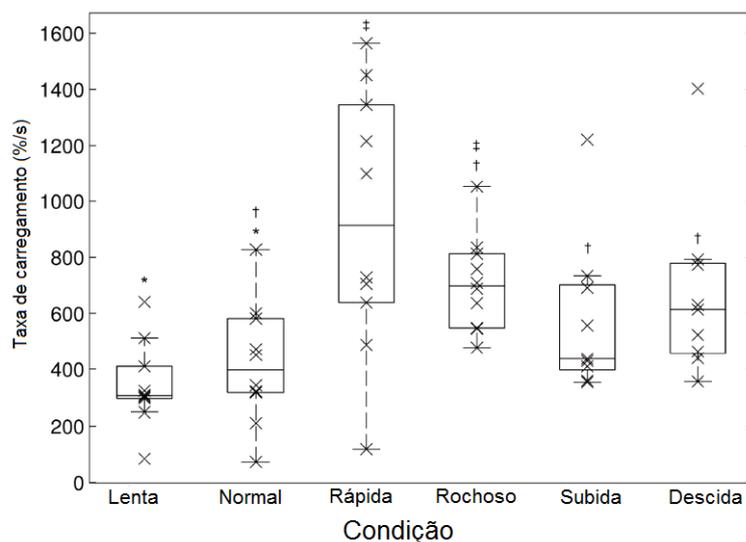


Figura 10 – **Gráfico da taxa de carregamento.** Análise estatística da taxa de carregamento nos seis cenários propostos, adaptado de (ROGERS; LEINEWEBER; ANDRYSEK, 2016).

A pequena variação na magnitude de força e distribuição entre andar com diferentes velocidades e ambientes, combinados com as diferenças observadas na taxa de carga, indicam que esta última métrica pode ser mais confiável na avaliação de efeitos ambientais sobre marcha com muleta.

Fica evidenciado nos estudos de (FISCHER et al., 2014), (SALA et al., 1998) e (ROGERS; LEINEWEBER; ANDRYSEK, 2016), que a análise das cargas incidentes na deambulação assistida é altamente influenciada pela variação de características antropométricas e biomecânicas dos indivíduos testados, as técnicas empregadas nos estudos permitem extrair dados relativos à biomecânica do movimento e medições de cargas nas zonas interfaciais permitindo inferir possíveis comportamentos das cargas sobre as estruturas do membro superior.

As discussões apontam que a marcha por balanço simples apresenta os maiores índices de carregamento e que a maior incidência de carga nos pontos interfaciais se concentram na mão com agrupamento na região carpal, há também o entendimento de que a magnitude da carga não é diretamente influenciada por características ambientais da marcha evidenciando que a métrica mais adequada para à análise da influencia da carga sobre o membro superior seria a medição da taxa de carregamento.

Não há na literatura dados clínicos que avaliem o comportamento das cargas sobre as estruturas individuais que compõem o membro superior, as análises apenas se baseiam na relação entre os dados levantados e as características de lesões apresentadas.

2.3 AMORTECIMENTO

O estudo apresentado por (ROGERS; LEINEWEBER; ANDRYSEK, 2016) reforça as hipóteses propostas por (CAPECCI et al., 2015), (MACGILLIVRAY et al., 2015) e (DOOLEY; MA; ZHANG, 2015) de que a melhor forma de atuação preventiva as lesões acarretadas pelo uso de muleta canadense seria a implementação de dispositivos que alterem a resposta do instrumento as forças de reação do solo (FRS), atenuando as taxas de carregamento oriundas da deambulação assistida.

As análises apresentadas por (ROGERS, 2014) corroboram ao mostrar uma redução da taxa de carregamento ao ensaiar um modelo de muleta canadense comercial com adição de um componente de mola, fica evidente no estudo de (DOOLEY; MA; ZHANG, 2015) que o desempenho de um sistemas com amortecimento constante fica comprometido quando há variações de cargas acima ou a baixo dos valores a qual o sistema foi dimensionado.

As análises dispostas nos estudos anteriores inferem que as características antropométricas e ambientais como a velocidade de marcha estão associadas ao comportamento da carga na deambulação assistida por muletas, respaldando a hipótese proposta neste estudo de que a melhor abordagem na redução da taxa de força máxima seria a implementação de um sistema de amortecimento adaptável que admita correlacionar as características antropométricas e ambientais a resposta elástica do sistema, resultando na maior efetividade da redução da taxa de carregamento para as diversas condições apresentadas.

As propostas até então testadas apresentam respostas que desconsideram as características do carregamento, atuando com inserção de mola helicoidal de compressão na tentativas de reduzir o desconforto causado pelo impacto com o solo (DOOLEY; MA; ZHANG, 2015), este elemento atua com tensão constante o que torna sua ação pouco efetiva quando há alteração de fatores que influenciem o carregamento, como massa corpórea do usuário e velocidade de marcha.

Modelos comerciais de muletas axilares e canadenses já fazem uso de molas helicoidais de compressão em sistemas de amortecimento, este componente na maioria dos modelos fica situado a parte inferior da muleta próximo a ponteira.

(SEGURA; PIAZZA, 2007) realizaram ensaios com modelo axilar comercial com elemento de mola helicoidal com rigidez de $22,4 \text{ kN/m}$ e pré-carga de 10 N indicada para massas entre $54,5 \text{ kg}$ a $86,4 \text{ kg}$. A discussão compara os resultados obtidos entre as muletas com mola e as muletas padrão, não foram encontradas diferenças significativas entre os dois modelos em relação ao pico de força de reação do solo (FRS) como demonstrado na Figura 11.

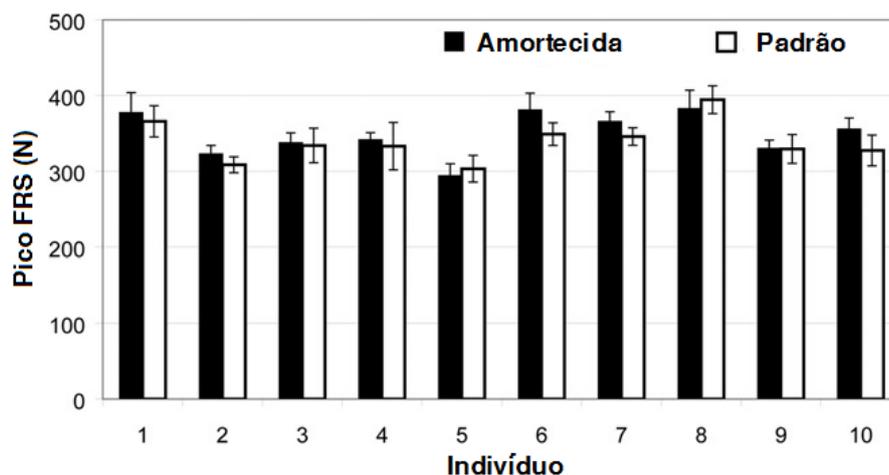


Figura 11 – **Pico de força de reação do solo.** Gráfico comparativo entre os picos de (FRS) a para muleta padrão e a muleta amortecida, adaptado de (SEGURA; PIAZZA, 2007).

Os resultados evidenciam que o modelo com mola apresenta diminuição do comprimento de passada, impactando na redução da velocidade de marcha, o autor atribui este efeito a instabilidade gerada pela mola, outro aspecto observado foi a redução da taxa de carregamento apresentada na Figura 12 evidenciando a ação efetiva do sistema de amortecimento. (SEGURA; PIAZZA, 2007) concluíram que a redução na taxa de carregamento é um fator importante na redução do risco de lesões por uso repetitivo, como a formação de aneurismas, que ocorrem como grande incidência no uso da muleta axilar, porém o autor não estabelece uma correlação direta entre a taxa de carregamento e a redução de lesões.

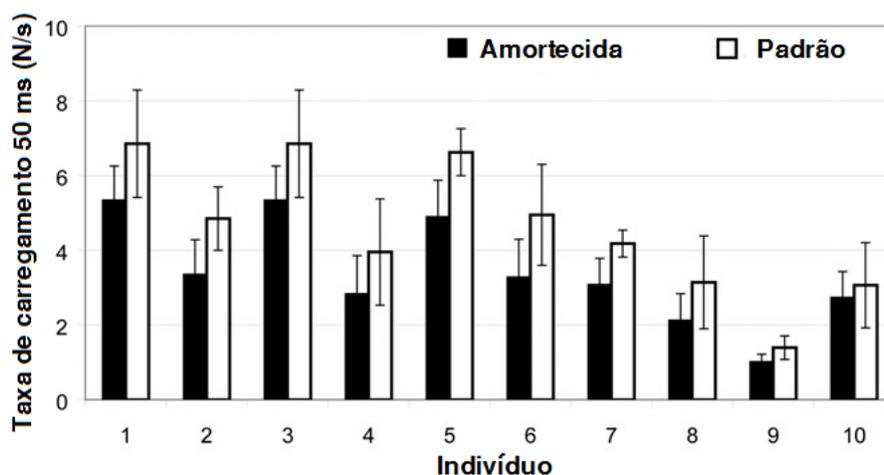


Figura 12 – **Comparativo da taxa de carregamento.** Gráfico comparativo da taxa de carregamento para a muleta padrão e a muleta amortecida, adaptado de (SEGURA; PIAZZA, 2007).

(ROGERS, 2014) realizaram ensaios com um modelo de muleta canadense comercial com adição de um componente de mola, a fim de, confrontar os dados apresentados em estudos anteriores, sua revisão bibliográfica discute o estudo de (SEGURA; PIAZZA, 2007) que

explorou o uso de muletas com mola para minimizar as forças de impacto presentes durante a deambulação assistida.

(SEGURA; PIAZZA, 2007) apontam que muletas com sistema de amortecimento por mola trabalham para diminuir a taxa de força máxima, mas à custo da diminuição da velocidade de caminhada e diminuição da sensação de estabilidade dos participantes.

No entanto (ROGERS, 2014) considera que esta instabilidade percebida pode ocorrer devido à inexperiência dos participantes com uso de muletas com mola, outro fator considerado seria o comprimento útil de deformação da mola que pode ocasionar a sensação de queda até que a mola se estabilize.

Propostas alternativas aos sistemas de amortecimentos convencionais vem sendo desenvolvidos, como o proposta de *design* apresentada por (SHORTELL et al., 2001), um conceito de muleta concebida em uma peça única de fibra de carbono em formato de "S" que se deforma durante o carregamento considerando o coeficiente elástico das molas empregadas em outros sistemas.

Outra linha de pesquisas é a utilização de elastômeros em substituição as molas, (DO-OLEY; MA; ZHANG, 2015) utilizam um conjunto amortecedor montado em uma muleta comercial. O conjunto é composto por um pistão, uma guia e uma pastilha de Santoprene com dureza de 45 Shore A¹. Os autores relatam uma baixa efetividade do sistema quanto a redução da taxa de carregamento está em torno de 5%, atribuindo o resultado a concepção mecânica do dispositivo que deve passar por ajustes para realização de testes futuros.

O estudo conduzido por (MACGILLIVRAY et al., 2015) fazem uso de pastilhas de poliuretano intercambiáveis, os autores estabeleceram uma correlação entre as constantes de molas apresentadas no estudo de (SHORTELL et al., 2001) selecionando pastilhas de densidades diferentes para acomodar quatro faixas de massa.

Os quatro polímeros elastoméricos diferentes têm leituras durométricas de 70 Shore A (até 54,4 kg), 80 Shore A (54,4 a 90,7 kg), 83,5 Shore A (90,7 kg a 127 kg) e 85 Shore A (mais de 127 kg). A metodologia utilizada para determinar a escolha e a devida correlação entre dureza Shore A e o coeficiente das molas, não é descrita pelos autores.

É discutido que a muleta com sistema amortecedor demonstra a diminuição da força de travagem de pico e impulso, comparado com o modelo de muleta genérica, e aumento da força de propulsão de pico e impulso em comparação com os outros dois modelos de muleta. Os autores concluem que embora não tenha sido observado diferenças clinicamente significativas, como resultado dessas mudanças cinéticas, a muleta do antebraço com um sistema amortecedor pode ajudar a reduzir a incidência de lesões.

¹ Shore A - O ensaio de dureza Shore é utilizado na medição da dureza em borrachas, elastômeros, plásticos e couros. Possui várias escalas e em cada uma destas é possível medir a dureza de um grupo específico de materiais, onde a escala mais utilizada para materiais dúcteis é a Shore A (VENTURI et al., 2014).

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Esse capítulo discorre sobre: a confecção do conjunto amortecedor e os conceitos que o envolve; sobre a confecção dos discos amortecedores e as metodologias adotadas para seleção das geometrias aplicadas; sobre a modelagem matemática da marcha e sua aplicação ao método de ensaio proposto.

3.1 CONJUNTO AMORTECEDOR

A marcha assistida com muleta canadense origina forças impulsivas alternadas e de baixa magnitude, a concepção de um mecanismo efetivo na dissipação de energia demanda um comportamento não convencional por parte da estrutura, é pressuposto que ao empregar sólidos viscoelásticos ao sistema seu comportamento não newtoniano² favoreça a dissipação de energia, conceito este incorporado a proposta do sistema em análise.

A proposta é constituída por dois subsistemas, o dispositivo mecânico e o conjunto amortecedor, o sistema mecânico constituído por um atuador e uma câmara de encapsulamento dimensionados de forma a adaptar-se a uma muleta comercial e o conjunto de amortecedor é composto por três discos confeccionados em material viscoelástico.

O sistema mecânico quando atuado aplica a força recebida por meio de um pistão sobre o conjunto de discos forçando a deformação na zona elástica³ do material, essa deformação é contida e controlada pela geometria da câmara, a hipótese levantada é de que o encapsulamento permitira alterar o comportamento da deformação elástica normal desse tipo de elastômero.

O uso dos discos torna o sistema compacto e possibilita a comutação do conjunto em até nove configurações conforme o Quadro 3, possibilitando alterar as respostas do sistema, permitindo assim selecionar a configuração ideal para a condição de carregamento adotada.

O conjunto de discos amortecedores foi montado em um dispositivo mecânico composto por uma câmara e um pistão responsável por aplicar as forças impulsivas sobre o conjunto conforme Figura 13.

² Não Newtoniano - Materiais nos quais a viscosidade aparente não é constante durante o escoamento. Estas substâncias são melhor estudadas através de suas propriedades reológicas em forma escalar, por meio de definições de taxas de deformação efetiva e tensão de cisalhamento efetiva,(MORAIS et al., 2009).

³ Zona de Deformação Elástica - O corpo retorna ao seu estado original após cessar o efeito da tensão.

CONFIGURAÇÕES				
Configuração 01	Configuração 02	Configuração 03	Configuração 04	Configuração 05
1	1	1	2	2
1	2	3	1	2
1	1	1	2	2
Configuração 06	Configuração 07	Configuração 08	Configuração 09	
2	3	3	3	
3	1	2	3	
2	3	3	3	

Quadro 3 – **Configurações de ensaio.** Os números correspondem aos três diferentes tipos de silicone sendo eles: 1- BS ADESIVO AZUL PS; 2- BS PLATINA SEMI CRISTAL A / B; 3- DOW CORNING[®] BX3- 8001, (autoria própria)

A câmara atua como uma cápsula limitando a deformação elástica característica da compressão deste tipo de material conforme Figura 13. Ao conter a deformação elástica pode-se conferir uma rigidez estrutural adaptável aos silicões de baixa dureza, permitindo que o conjunto se ajuste a carga de entrada. Três tipos de elastômeros foram testados, a permutação dos discos fabricados em elastômeros com características mecânicas diferentes buscou analisar a influência destes materiais na redução da taxa de carregamento⁴.



Figura 13 – **Montagem do conjunto amortecedor.** Figura demonstrativa da montagem do conjunto, (autoria própria).

3.1.1 DISCOS AMORTECEDORES

Os ensaios foram realizados com três tipos de silicões comerciais bi-componentes (BS ADESIVO AZUL PS, BS PLATINA SEMI CRISTAL A / B e DOW CORNING[®] BX3- 8001) todos submetidos à cura em temperatura ambiente de $25^{\circ}\text{C} \pm 5^{\circ}\text{C}$ aferida com termômetro de bancada *TEC-155-M*, a escolha se deu por serem elastômeros comerciais de baixa dureza com características mecânicas distintas para o alongamento, a densidade e a resistência a ruptura, conforme detalhado no Quadro 4, o que pode proporcionar variabilidade aos resultados dos ensaios. Os dados fornecidos pelos fabricantes não possibilitaram realizar simulações numéricas.

⁴ Taxa de Carregamento - método aplicado na engenharia para quantificar a dependência do aumento de carga em função do tempo (PACHECO; REIS, 2013).

PASTILHA 1					
MATERIAL	BS - ADESIVO AZUL PS				
Características	Elastômero bi componente, vulcanizável à temperatura ambiente				
DUREZA após 24 hs	14 Shore A				
Cor	Azul	VISCOSIDADE	40.000 cPs a 25°C	DENSIDADE	1,35 g/ml a 25°C
ALONGAMENTO ATÉ RUPTURA	200%				
RESISTÊNCIA À RUPTURA	1,8 MPa				
RESISTÊNCIA AO RASGO	4,5 N/mm				
RETRAÇÃO LINEAR	0,3%				
TEMPO DE CURA	4 a 5 horas com 3% de catalizador				
PASTILHA 2					
MATERIAL	BS - Platina Semi Cristal A / B				
Características	Borracha de silicone bi componente, com cura por platina a temperatura ambiente. atente e certificado de acordo com a ISO 10993-1 e USP Classe VI para biocompatibilidade				
DUREZA após 24 hs	12 Shore A				
Cor	Translúcido	VISCOSIDADE	A- 2500 cps /B 3500 cps a 23°C	DENSIDADE	1,08 g/ml a 25°C
ALONGAMENTO ATÉ RUPTURA	600%				
RESISTÊNCIA À RUPTURA	3,0 MPa				
RESISTÊNCIA AO RASGO	12 N/mm				
RETRAÇÃO LINEAR	Sem retração dimensional				
TEMPO DE CURA	1h a 23 °C				
PASTILHA 3					
MATERIAL	Dow Corning® BX3- 8001 Borracha Líquida de Silicone				
Características	Borracha Líquida de Silicone bicomponente, composto de base e catalisador, de média viscosidade, cura à temperatura ambiente.				
DUREZA após 24 hs	7-10 Shore A				
Cor	Branca a Creme	VISCOSIDADE	10.000 cps a 25°C	DENSIDADE	1.16 g/ml a 25°C
ALONGAMENTO ATÉ RUPTURA	400%				
RESISTÊNCIA À RUPTURA	1,73 MPa				
RESISTÊNCIA AO RASGO	6,13 N/mm				
RETRAÇÃO LINEAR	0,5%				
TEMPO DE CURA	2 h				

Quadro 4 – **Dados dos silicões.** O quadro apresenta a compilação dos dados fornecidos pelos fabricantes dos três silicões selecionados para confecção dos discos, (autoria própria).

Todos os três tipos de silicone escolhidos permitem ser manipulados em estado líquido para confecção dos discos.

Foram desenvolvidos dois conjuntos de moldes bipartidos compostos por base e laterais, conforme Figura 14 e posteriormente confeccionados em Poliacetal⁵, as peças foram usinadas com rugosidade superficial de até $0,8\mu m$ em um torno mecânico convencional⁶ NARDINI modelo MS-205 do laboratório de processos de fabricação da Faculdade Gama (FGA-UNB).

O molde permite a desmoldagem pela remoção da base, conforme Figura 14(b), a mon-

⁵ Poliacetal (Polióxido de Metileno - POM) - polímero obtido através de mais de um monômero, ótima estabilidade dimensional, possui excelente resistência a escoamentos, à fadiga, à abrasão e a agentes químicos, com baixa tendência à ruptura. É muito utilizado na substituição de metais (MACIEL; LAURO; BRANDÃO, 2010)

⁶ Torno Mecânico Convencional - Máquina operatriz operada manualmente.

tagem do molde utiliza ajuste *j6* com leve interferência permitindo a montagem e desmontagem manual. Por recomendação do fabricante será utilizado desmoldante *SMOOTH ONE STEP* para evitar aderência do silicone nas superfícies.

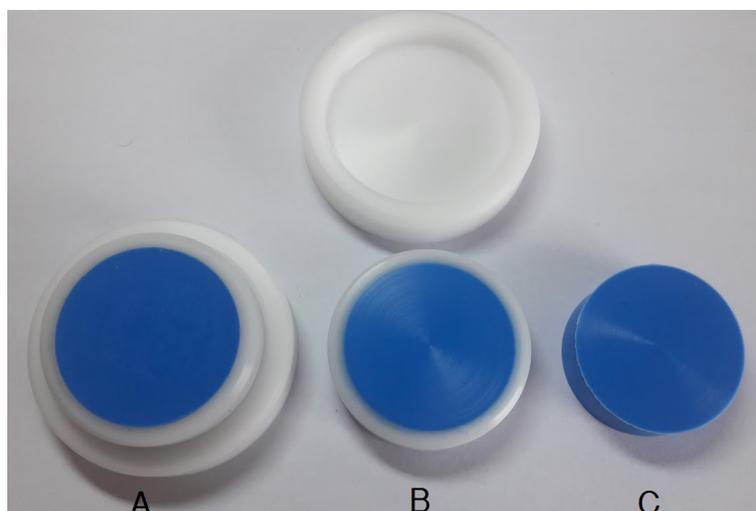


Figura 14 – **Etapas de Moldagem.** O item (a) apresenta o molde montado com silicone em condição de cura, o item (b) apresenta a primeira fase da desmoldagem do disco já curado com a remoção da base, o item (c) apresenta o disco finalizado já removido da lateral do molde, (autoria própria).

A confecção dos discos amortecedores será realizada em quatro etapas: preparação do material base; moldagem dos discos; desmoldagem e acondicionamento.

A etapa de preparação demanda a análise do boletim técnico expedido pelo fabricante, onde constam os procedimentos de segurança e manipulação dos produtos, porcentagem de mistura, tempo de homogeneização e tempo de cura parcial e total.

Para a dosagem dos compostos base será utilizada seringa *BD Plastipak 20ml* sem agulha com posterior aferição em béquer graduado *All Glass 50 ml* e pesagem conforme apresentado na Figura 15, a dosagem do catalisador para os silicones (BS ADESIVO AZUL PS) e (DOW CORNING ® BX3- 8001) será feita com seringa *BD Plastipak 3ml*.



Figura 15 – **Dosagem e aferição.** Método de aferição do composto base, (autoria própria).

Para determinar a quantidade correta de composto para se obter a geometria desejada foram confeccionadas discos de teste, o processo demandou o preenchimento total da cavidade do molde, aferindo constantemente o peso com uso de balança digital com precisão de 0,1 g, após o completo preenchimento foi registrado o peso da amostra e o horário, após a cura total foi aferida a altura final de validação do disco de 10 mm \pm 0,1 mm com uso de paquímetro analógico quadridimensional Mitutoyo de 150 mm e precisão de 0,05 mm, o disco é novamente pesado para se obter a referência para a fabricação das demais, o processo se repetiu para todos os diferentes tipos de silicones.

Para confecção dos conjuntos de teste nos diferentes tipos de silicone devem ser respeitados os períodos de cura parcial, após este período a amostra é desmoldada e armazenada por recomendação do fabricante sem exposição direta a luz solar e altas temperaturas por um período de cinco dias para obter a cura total, passado este período a amostra é medida com uso de paquímetro analógico quadridimensional Mitutoyo de 150 mm com precisão de \pm 0,05 mm e verificada a tolerância de \pm 0,1 mm para as medidas de altura e diâmetro.

Posteriormente deve ser realizada a medição de dureza na escala Shore A, para este procedimento é utilizado um durômetro digital *Tecno TEC-35539* com precisão de \pm 0,5 na escala Shore A devidamente calibrado, o procedimento é realizado apoiando o penetrador de ponta cônica no centro do disco, conforme Figura 16 e aplicada pressão manual suficiente para entrada do penetrador, a medição deve ser realizada nas duas superfícies para verificar a uniformidade da cura (ZHAO; ALLANSON; REN, 2015), o procedimento permite verificar também homogeneidade entre lotes de mesmo material e se a dureza informada pelo fabricante foi obtida.



Figura 16 – **Medição de dureza.** Método de medição aplicado as amostras, (autoria própria).

3.1.2 SISTEMA MECÂNICO

O sistema mecânico foi idealizado para aplicação em uma muleta comercial conforme Figura 17, a posição do dispositivo inserido abaixo da pega busca reduzir o momento de inércia causado pelo peso do dispositivo amortecedor mantendo-o próximo ao ponto de rotação angular da muleta, reduzindo alterações no centro de gravidade da muleta (MACGILLIVRAY et al., 2015).

A parte superior do conjunto da muleta é acoplada ao pistão e a base roscada é conectada a perna da muleta, conforme Figura 17, a fixação é realizada por pressão como já ocorre na montagem normal do conjunto. Esta posição facilita o acesso ao amortecedor, permitindo ser reconfigurados, quando necessário, pelo usuário. Ajustes posteriores foram realizados para adaptar o dispositivo a garra de fixação da máquina de ensaios *INSTRON 3520*.



Figura 17 – **Adaptação do sistema a muleta.** Proposta de montagem do conjunto a uma muleta comercial, (autoria própria).

Toda a estrutura é construída em alumínio SAE 332 de alta resistência mecânica e ótima usinabilidade, as partes deslizantes são confeccionadas em Poliacetal por ser um material de boa resistência mecânica e baixo coeficiente de atrito, a opção por estes materiais se deu em função do peso e resistência mecânica, o conjunto montado atinge o peso máximo de 245 g. Toda a usinagem foi realizada com uso de torno mecânico convencional NARDINI MS-205 com ferramentas de aço rápido, no laboratório de processos de fabricação da Faculdade Gama (FGA).

O dispositivo conta com uma câmara de encapsulamento onde serão alojados os discos, uma base roscada e um pistão, conforme Figura 18.

A montagem do conjunto se inicia com a instalação da bucha de deslizamento na câmara e da cabeça do pistão no pistão, ambas as peças montadas por interferência em uma prensa hidráulica, estes conjuntos deslizantes são responsáveis pelo deslocamento linear do pistão garantindo a distribuição uniforme da carga sobre a área dos discos. Em seguida o pistão deve ser posicionado com a cabeça dentro da câmara, posteriormente deve-se inserir os discos na câmara de encapsulamento e rosquear a base fechando a câmara, para permitir a manipulação dos conjuntos a câmara e a base contam com recartilhas⁷ na parte externa permitindo a montagem manual atendendo ao item Anexo A - Recomendações - item A-5 ; Página 15 da norma (ISO11334-1, 2007).

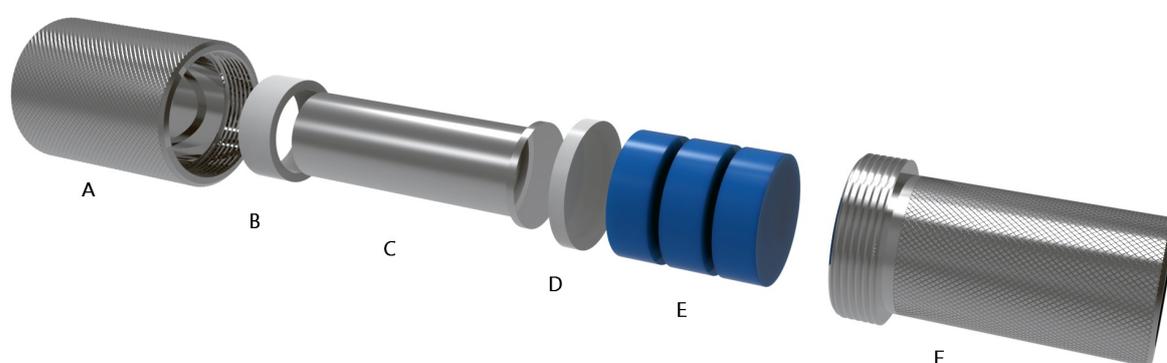


Figura 18 – **Vista explodida do sistema de amortecimento.** Item (a) Câmara de encapsulamento, item (b) Bucha de deslizamento do pistão, item (c) Pistão, item (d) Cabeça do pistão, item (e) Conjunto de discos, item (f) Base roscada, (autoria própria)

3.2 METODOLOGIA DE ENSAIO

3.2.1 ENSAIOS PRELIMINARES

A modelagem matemática unida à simulação computacional aperfeiçoa o processo de desenvolvimento ao analisar aspectos desconhecidos, este processo demanda dados e características dos materiais dos elementos envolvidos.

Uma das dificuldades encontradas no desenvolvimento do sistema em questão é a escassez de dados referentes aos elastômeros, sua ampla utilização em atividades menos nobres como a moldagem para artesanato, faz com que os boletins técnicos sejam limitados às informações pertinentes a aplicação, mesmo com uma rede de distribuidores nacionais todos os produtos são importados por um único representante no Brasil.

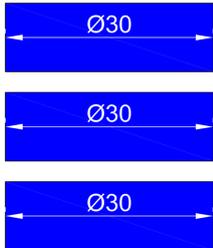
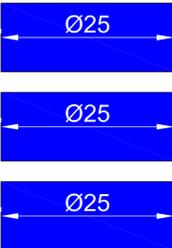
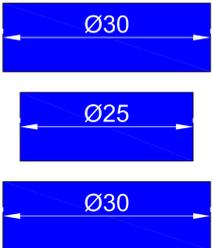
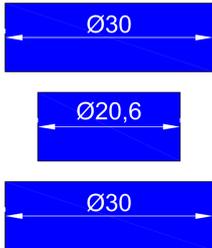
O representante nacional do fabricante, informou que os únicos dados fornecidos seriam os dos boletins técnicos. A impossibilidade de modelar matematicamente o sistema de-

⁷ Recartilhar - Produzir sulcos paralelos ou cruzados, com uma ferramenta chamada recartilha.

vido à falta de dados fornecidos pelo fabricante foi contornada como a realização de ensaios preliminares.

Os ensaios preliminares buscaram determinar a geometria dos discos a serem utilizados, é postulado que a variação do diâmetro dos discos para um sistema encápsulado interfere diretamente na deformação alterando a resposta elástica do sistema.

Os ensaios foram realizados em quatro amostras com configurações distintas (ST01, ST02, ST03 e ST04) conforme o Quadro 5, todas compostas por discos confeccionados em elastômero bi-componente BS ADESIVO AZUL PS, vulcanizado à temperatura ambiente de $25^{\circ}\text{C} \pm 5^{\circ}\text{C}$ aferida com termômetro de bancada *TEC-155-M* e com variação dimensional de 0,05 mm na altura e diâmetro. A medição de dureza manteve-se em 16,5 Shore A com variação de $\pm 0,5$.

ST01	ST02	ST03	ST04
			

Quadro 5 – **Dimensões Propostas.** A figura apresenta as quatro propostas dimensionais para o pré ensaio, (autoria própria)

Os ensaios foram realizados no laboratório de materiais da Faculdade Gama (FGA) na máquina de ensaios universais *INSTRON 3520*, configurada para realização de ensaios de compressão, a escolha do equipamento se deu por permitir o controle das variáveis de ensaio e aquisição de dados, garantindo repetibilidade e maior controle das variáveis de contorno.

Foram selecionados quatro cargas de pico (490 N, 735 N, 980 N e 1470 N) simulando massas de possíveis usuários de muletas com (50 kg, 75 kg, 100 kg e 150 kg), o ensaio de força impulsiva busca avaliar a taxa de carregamento. Foi utilizada a aceleração em rampa onde é selecionada uma carga máxima e um tempo, para determinar o tempo até o pico foi utilizada a velocidade crítica de marcha 1,55 m/s apresentada no estudo de (ROGERS; LEINWEBER; ANDRYSEK, 2016) e comprimento de passada de 1,2 m da norma (ABNT NBR-9050, 2004). A análise do estudo de (CAPECCI et al., 2015), sobre as fases da marcha, determina que o pico ocorre por volta de 50% da marcha, logo a 0,387 s do ciclo de marcha.

O ensaio foi configurado com uso do *software Wave Matrix*, parametrizado em quatro passos (*Steps*) conforme Figura 19, o *Step 01* aplica uma pré-carga de 50 N sobre a amostra para estabilizar qualquer deformação, no *Step 02* é aplicada a carga de pico em rampa no período de

0,387 s, no *Step 03* ocorre a manutenção da carga por 10 s buscando estabilizar a carga, o ensaio é finalizado no *Step 04* onde ocorre a retirada da carga até 0 N em rampa pelo período de 5 s. Em todos os ensaios as amostras foram lubrificadas com vaselina industrial pastosa para minimizar os efeitos do atrito na câmara, o lubrificante não apresenta reação química em contato com os materiais dos discos.

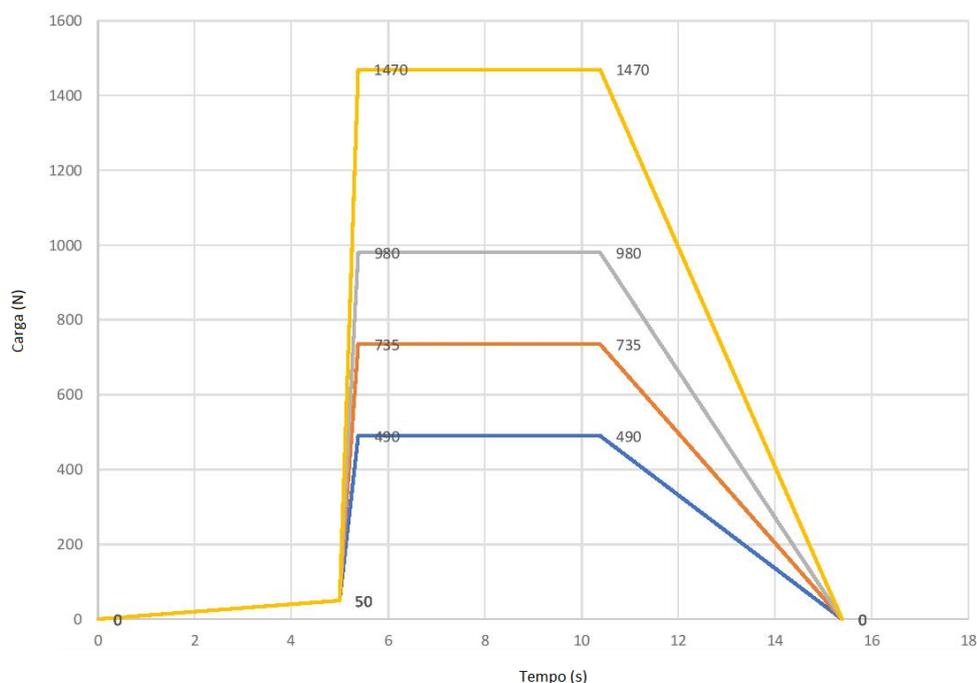


Figura 19 – **Configuração do pré-ensaio.** Gráfico representativo do comportamento das cargas para as quatro condições de ensaio, (autoria própria)

O ensaio foi configurado para adquirir os dados dos *Step2* e *Step3* com amostragem de 500 Hz, para cada condição de ensaio foram realizados três testes e extraída a média, com base nos dados de tempos de resposta e carga foi calculada a taxa de carregamento instantâneo (T_i) conforme Equação 1, onde f_0 se refere a força inicial e f a força final, e t_0 se refere ao tempo inicial e t o tempo final, os dados obtidos da taxa de carregamento foram analisados em função do deslocamento e apresentados nos gráficos de dispersão 20, 21, 22 e 23.

$$\left\{ T_i = \frac{f_0 - f}{t_0 - t} \right. \quad (1)$$

Os resultados experimentais demonstram picos acentuados na taxa de carregamento para amostra (ST02) em todos os ensaios, atingindo valores de taxa de carregamento 10 vezes maiores que o menor valor de pico, conforme Gráfico de dispersão 23, Pode-se concluir que por se tratar da amostra com maior volume livre na câmara, a mesma se deforma quase sem resistência até o ponto de compactação da amostra quando ocorre o elevado pico de carregamento instantâneo.

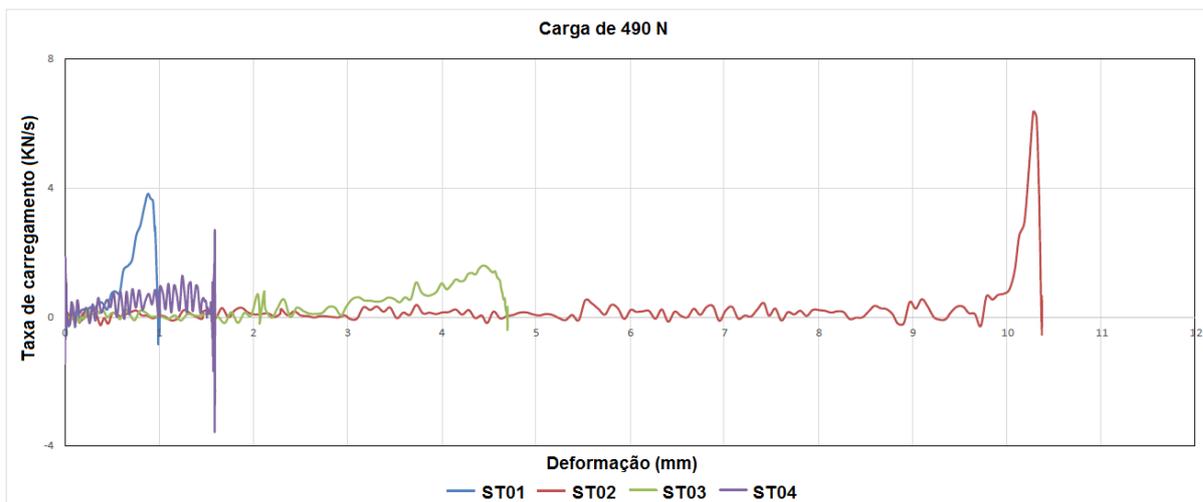


Figura 20 – **Ensaio de força impulsiva a 490 N.** O gráfico de dispersão apresenta a taxa de carregamento em função da deformação, (autoria própria)

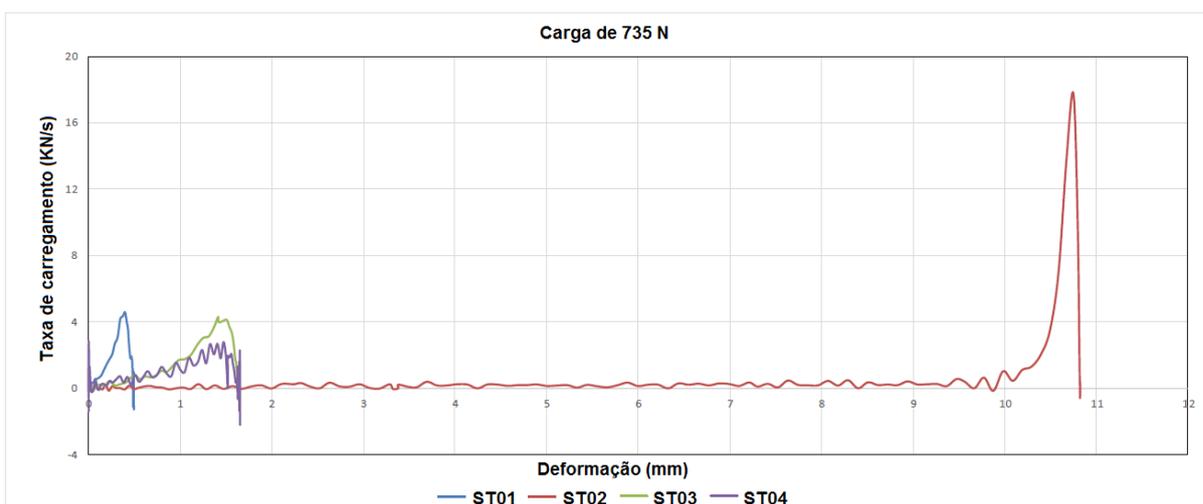


Figura 21 – **Ensaio de força impulsiva a 735 N.** O gráfico de dispersão apresenta a taxa de carregamento em função da deformação, (autoria própria)

A amostra (ST04) demonstrou instabilidade durante os ensaios de menor carga, Gráficos de dispersão 20 e 21, com o aumento progressivo da carga ao longo dos quatro ensaios a amostra se estabilizou, o comportamento irregular é discrepante das demais amostras não permitindo uma correlação com a ação de deformação da amostra.

As amostras (ST01) e (ST03) apresentaram os menores picos e se mantiveram estáveis nos quatro ensaios, para selecionar a configuração que será aplicada foi realizado um segundo ensaio com carregamento progressivo, o intuito do ensaio foi comparar as duas amostras quando submetidas ao carregamento crescente, foi utilizada uma taxa de 100 N/s até o valor máximo de 1500 N.

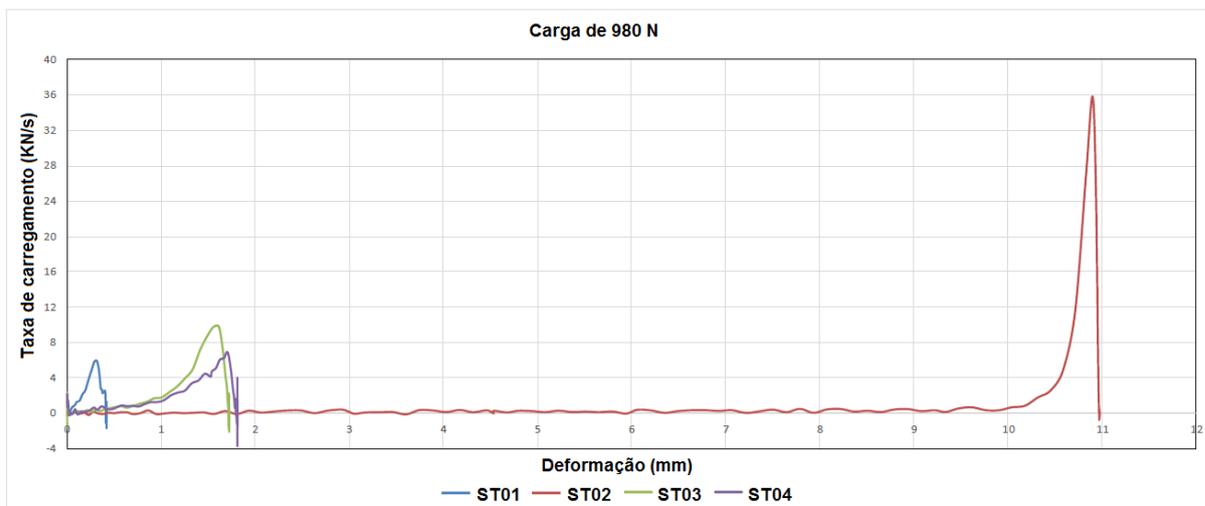


Figura 22 – **Ensaio de força impulsiva a 980 N.** O gráfico de dispersão apresenta a taxa de carregamento em função da deformação, (autoria própria)

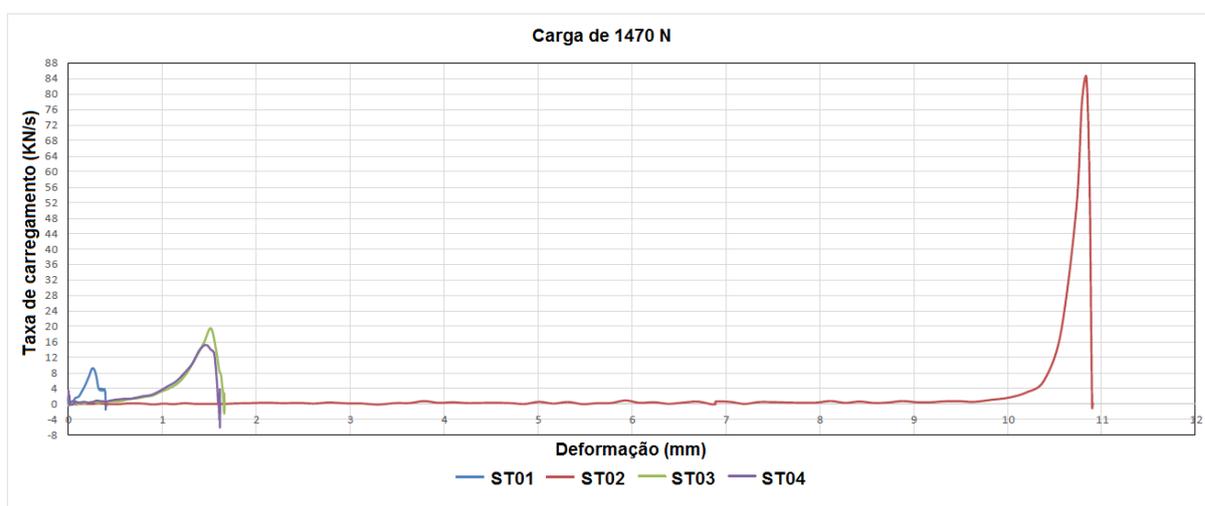


Figura 23 – **Ensaio de força impulsiva a 1470 N.** O gráfico de dispersão apresenta a taxa de carregamento em função da deformação, (autoria própria)

Para obtenção dos dados foram realizados cinco ensaios para cada amostra com amostragem de 500 Hz, foi extraída a média e o desvio padrão, o Gráfico de dispersão 24 apresenta os dados obtidos da média dos ensaios.

Os resultados experimentais não demonstram deformação significativa para amostra (ST01) no intervalo de força em análise, apresentando deformação máxima menor que $(0,18 \pm 0,03 \text{ mm})$.

A configuração (ST03) apresentou uma curva exponencial uniforme para carga máxima de 1500 N, a resposta ao ensaio experimental demonstra o comportamento não newtoniano do sistema condizente com acúmulo de energia ao longo da aplicação da força.

Os resultados experimentais da configuração (ST03) demonstraram deformação inferior a 3,7 mm para carga máxima de 1500 N, este fator pode garantir uma marcha estável, suprimindo

as queixas relatadas pelos usuários de sistemas de amortecimentos com mola no estudo de (SHORTELL et al., 2001).

Na configuração (ST3), volume em vazio na região do disco central propicia a deformação horizontal em tambor, enquanto o disco inferior e superior sofrem compactação ampliando a rigidez conforme ocorre o aumento da carga apresentado no Gráfico de dispersão (24), esta característica dimensional atribui ao sistema a variação do coeficiente de amortecimento ao longo do carregamento, diferentemente do observado nas molas helicoidais.

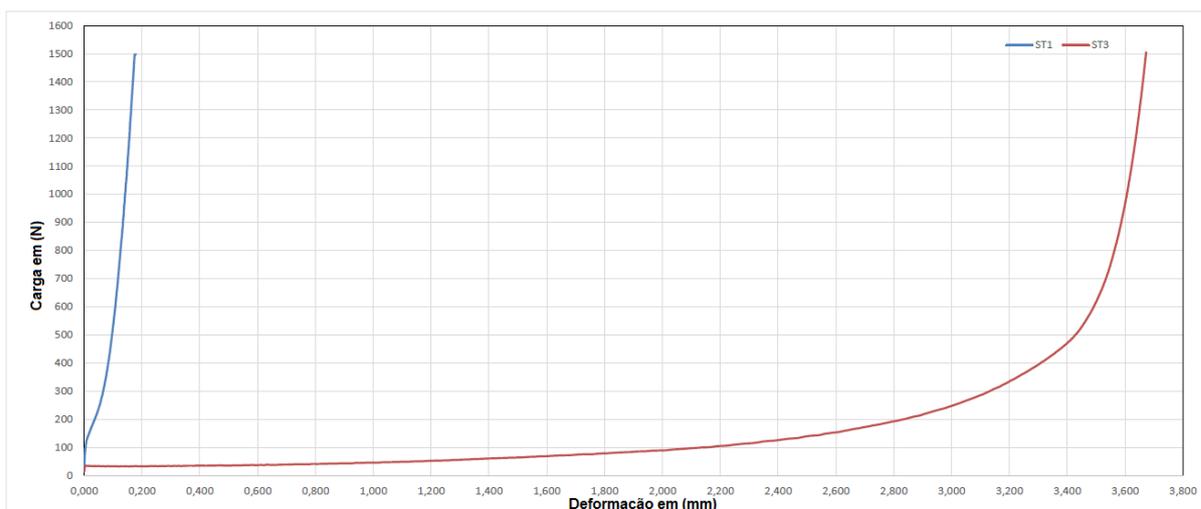


Figura 24 – **Força em função da deformação.** Gráfico comparativo para as condições *ST01* e *ST03*, ao carregamento em rampa com taxa de 100N/s, (autoria própria)

3.2.2 MODELAGEM BIOMECÂNICA DA MARCHA

A proposta de ensaio deve simular as condições críticas da marcha assistida com muleta, buscando submeter as amostras a condições que denotem as maiores taxas de carregamento.

Para se determinar a correta parametrização foi realizado o estudo analítico da marcha de balanço simples durante a fase de apoio da muleta, correlacionando dados antropométricos por meio de equacionamento e obtendo a aproximação numérica do comportamento da marcha.

O equacionamento tem como base a velocidade de marcha, comprimento de passada, altura da axila, altura da muleta e massa do indivíduo, e se divide em analisar o movimento do centro de massa, a força de carregamento na fase de apoio e a força impulsiva.

O Quadro 6 apresenta os dados que serão propostos como referencia para realização dos ensaios, sendo: a velocidade de marcha 1,55 m/s foi selecionada por estar diretamente associada aos altos valores de taxa de carregamento demonstrados no estudo de (ROGERS, 2014); o comprimento de passada foi obtido a partir do padrão determinado pela norma (ABNT NBR-9050, 2004); a altura da axila foi estimada para um indivíduo de estatura média de 1,72 m; a altura da muleta teve como base a variação de 2,5 cm da altura da axila, o valor corresponde ao ajuste mínimo de altura aferido de uma muleta comercial; a faixa de peso de 75 kg foi

selecionada por abranger 83 % da população feminina e 79% da população masculina segundo o estudo de (SHORTELL et al., 2001).

DADOS ANTROPOMÉTRICOS	
VELOCIDADE DE MARCHA	1,55 m/s
COMPRIMENTO DA PASSADA	1,2 m
ALTURA DA AXILA	1,3 m
ALTURA DA MULETA	1,325 m
MASSA DO INDIVÍDUO	75 kg

Quadro 6 – **Dados antropométricos.** Quadro de referência com os dados aplicados a modelagem matemática da marcha, (autoria própria).

3.2.2.1 MOVIMENTO DO CENTRO DE MASSA - CICLOIDE

Se for possível acompanhar o movimento de uma pessoa em uma esteira, onde o indivíduo irá ter seu movimento de marcha sobre a esteira fixa, será possível observar que o centro de massa CM do indivíduo descreve um movimento aproximadamente circular. Quando o indivíduo está fora da esteira e entra em movimento horizontal, soma-se os movimentos de circular do CM com o movimento de translação, em um movimento tipo cicloide apresentado na Figura 25, (SASS; POPESCU, 2015).

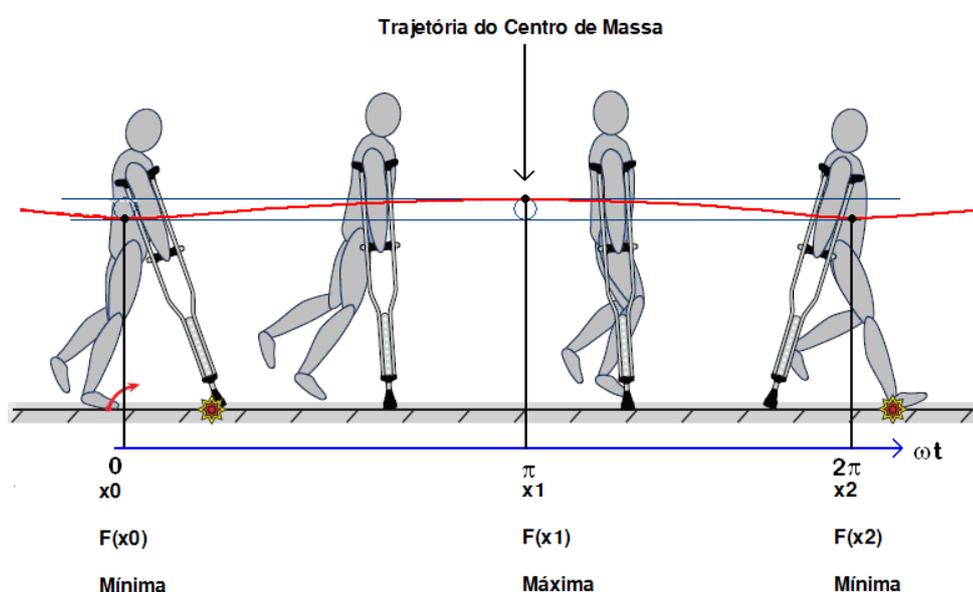


Figura 25 – **Movimento do centro de massa do indivíduo se deslocando.** A figura apresenta o deslocamento vertical máximo e mínimo do centro de massa em comparação ao deslocamento de uma cicloide, (adaptado de (CAPECCI et al., 2015)).

As equações horizontal $x(t)$ e vertical $y(t)$ paramétricas para esse movimento serão dadas na Equação 2 por:

$$\begin{cases} x(t) = a(\omega t - \sin(\omega t)) + v_d t \\ y(t) = a(1 - \cos(\omega t)) + h_{CM}, \end{cases} \quad (2)$$

Onde ω é a velocidade de rotação do círculo, a é o raio do círculo, v_d é um componente de velocidade do deslocamento horizontal e h_{CM} é a altura do centro de massa. Um ciclo completo da cicloide tem $\Delta x = x_2 - x_0 \approx 1,20$ m.

3.2.2.2 FORÇA DE CARREGAMENTO NA FASE DE APOIO

A força aplicada verticalmente na junção do ombro do usuário é demonstrada graficamente na Figura 26.

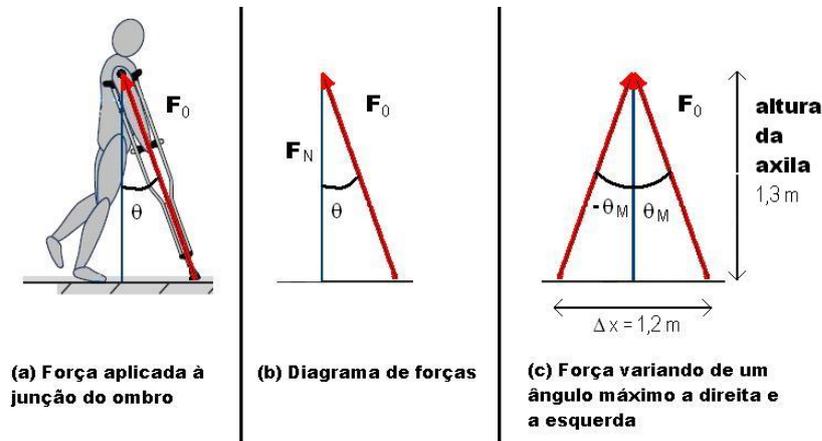


Figura 26 – **Força vertical**. (Adaptado de (CAPECCI et al., 2015)).

Onde, F_0 é o vetor força com módulo aproximadamente igual a metade do peso do indivíduo. Essa escolha se deve ao fato de que no ponto mais alto da trajetória, todo o peso do indivíduo estará quase que completamente distribuída sobre a junção de seu ombro, por esse motivo foi utilizada como hipótese simplificadora, a força normal F_N em direção ascendente. Possibilitando observar na Equação 3 que:

$$F_N = |F_0| \cos \theta, \quad (3)$$

A análise dessa força no movimento leva as seguintes conclusões:

- Observa-se na Figura 25 que em x_0 no instante t_0 inicia-se o carregamento $\theta(t_0) = \theta_M$, a força nesse instante deve ser:

$$F_N = F_0 \cos(\theta(t_0)) = F_0 \cos(\theta_M);$$

- Na posição x_1 no instante t_1 no ponto mais alto da trajetória do centro de massa $\theta(t_1) = 0^\circ$ a força sobre a junção do ombro do paciente deve ser máxima, o próprio peso do indivíduo,

$$F_N = F_0 \cos(\theta(t_1)) = F_0;$$

- Na posição x_2 no instante t_2 no final do carregamento $\theta(t_2) = \theta_M$ novamente e a força sobre a junção do ombro do paciente deve ser:

$$F_N = \mathbf{F}_0 \cos(\theta(t_2)) = \mathbf{F}_0 \cos(\theta_M).$$

Após esse instante a muleta irá perder contato com o solo e ser reposicionada a frente do indivíduo para que se reinicie o ciclo novamente. Analisando os dados da Tabela 1 tem-se que:

Tabela 1 – **Força em função do ângulo.** Equacionamento da força em função do posicionamento angular.

θ	posição no eixo x	Força (N)
θ_M	$x_0 = 0$	$\mathbf{F}_0 \cos \theta_M$
0°	$x_1 = 60 \text{ cm}$	\mathbf{F}_0
θ_M	$x_2 = 120 \text{ cm}$	$\mathbf{F}_0 \cos \theta_M$

(autoria própria.)

Deve-se relacionar a variação desse ângulo $\theta(t)$ em função de parâmetros do movimento do centro de massa na cicloide. A relação deve obedecer os seguintes valores relacionados na Tabela 2.

Tabela 2 – **Movimento da cicloide.** Comportamento angular da cicloide em função do tempo.

$\theta(t)$	ωt
θ_M	0 no início da cicloide
0°	π rad no meio da cicloide
θ_M	2π rad no fim da cicloide

(autoria própria.)

A análise resulta que a forma mais simples de se obter os resultados na Tabela 2 é por meio da Equação 4.

$$\theta(t) = \theta_M \left[1 - \sin \left(\frac{\omega t}{2} \right) \right]. \quad (4)$$

A força normal dada pela Equação 5.

$$F_N = |\mathbf{F}_0| \cos \left\{ \theta_M \left[1 - \sin \left(\frac{\omega t}{2} \right) \right] \right\}, \quad (5)$$

O cálculo para determinar o valor de θ_M segue os dados antropométricos propostos, valores descritos na Figura 27, o ângulo será dado por $\theta_M = \tan^{-1} \left(\frac{0,6}{1,3} \right) \approx 25^\circ$, ou em radianos: $\theta_M = 0,432 \text{ rad}$.

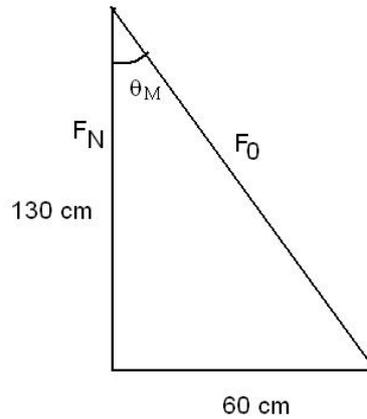


Figura 27 – **Definição do ângulo experimental θ_M** . Dados experimentais fornecidos para a condição de análise proposta, (autoria própria).

Os dados experimentais indicam uma velocidade de translação do indivíduo, de aproximadamente $v_T = 1,55 \text{ m/s}$. Como um ciclo completo resulta em uma distância percorrida de aproximadamente $\Delta x = 1,2 \text{ m}$, então é possível medir o tempo de um ciclo

$$\Delta t = \frac{\Delta x}{v_T} = \frac{1,2 \text{ m}}{1,55 \text{ m/s}} = 0,774 \text{ s.}$$

Uma volta completa do círculo descrito pelo centro de massa na cicloide no intervalo de tempo $\Delta t = 0,774 \text{ s}$, resulta na velocidade angular dada por:

$$\omega = \frac{2\pi}{\Delta t} = 8,118 \text{ rad/s.}$$

O diâmetro do círculo descrito pelo centro de massa na cicloide pode ser obtido por $2a = h_M - h_R$, onde h_M é a altura da muleta e h_R é a altura de rotação, ω é a velocidade angular, então estima-se que o raio do círculo é aproximadamente $a = 0,025 \text{ m}$ e v_T a velocidade de deslocamento do indivíduo. Com esses dados pode-se calcular a velocidade v_d na Equação da cicloide 2, onde:

$$v_T = v_d + a\omega$$

que resulta em:

$$v_d = v_T - a\omega = 1,55 \text{ m/s} - (0,025 \text{ m} \times 8,118 \text{ rad/s}) = 1,347 \text{ m/s.}$$

De posse desses dados as equações paramétricas da trajetória do centro de massa na cicloide será dada por:

$$\begin{cases} x(t) = 0,025 \text{ m} ((8,118 \text{ rad/s})t - \sin((8,118 \text{ rad/s})t)) + (1,347 \text{ m/s})t \\ y(t) = 0,025 \text{ m} (1 - \cos((8,118 \text{ rad/s})t)) + 1,2 \text{ m,} \end{cases}$$

A equação da força normal sobre a junção do ombro dada pela Equação 6, para os resultados numéricos em análise resultam em:

$$F_N = (367,5 \text{ N}) \cos \left\{ (0,432 \text{ rad}) \left[1 - \sin \left(\frac{(8,118 \text{ rad/s})t}{2} \right) \right] \right\}, \quad (6)$$

Para $F_0 = 367,5 \text{ N}$, o peso de uma pessoa de massa de 75 kg . Observa-se que o peso total seria de 735 N , mas esse peso é distribuído entre duas muletas.

O resultado é expresso no Gráfico 28, que exprime a resposta parcial ao carregamento na fase de apoio.

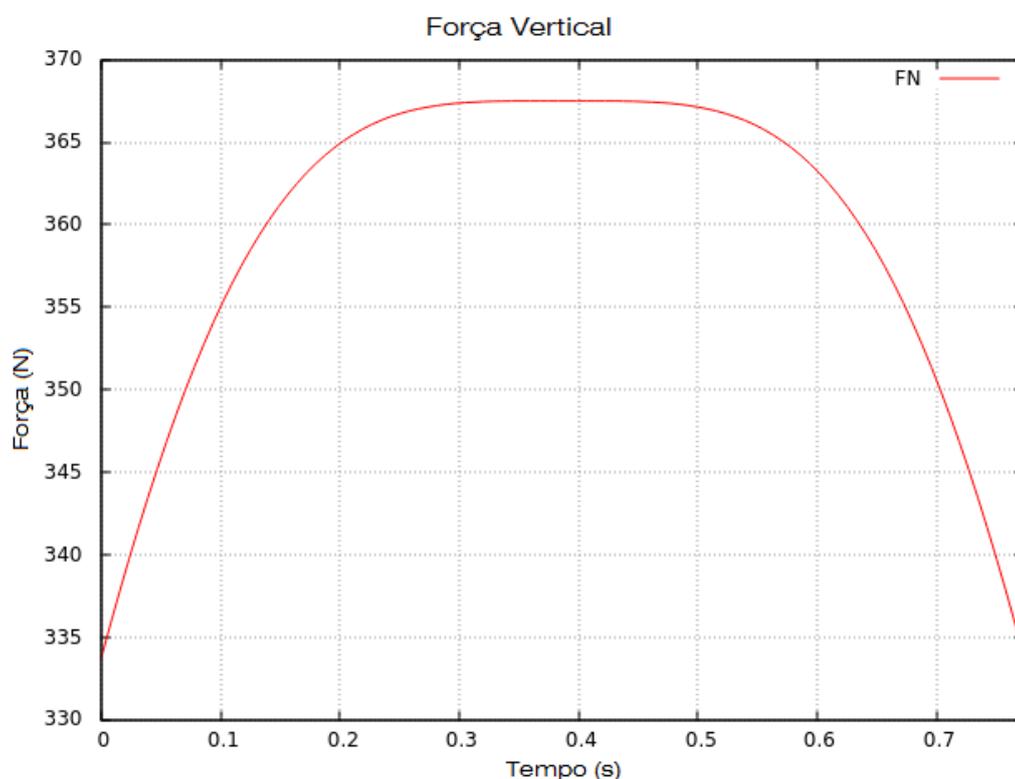


Figura 28 – **Gráfico de carregamento na fase de apoio.** O gráfico apresenta a resposta parcial da modelagem da marcha, (autoria própria).

3.2.2.3 FORÇA IMPULSIVA

Para obter-se um valor aproximado da amplitude da força de colisão da muleta sobre o solo, f_m , deve-se considerar uma troca de momento da muleta sobre o solo em um intervalo de tempo que foi obtido a partir de uma modelagem matemática descrita na Figura 29, de forma que a duração do impacto seja em torno de $\delta t \approx 0,2$ segundos.

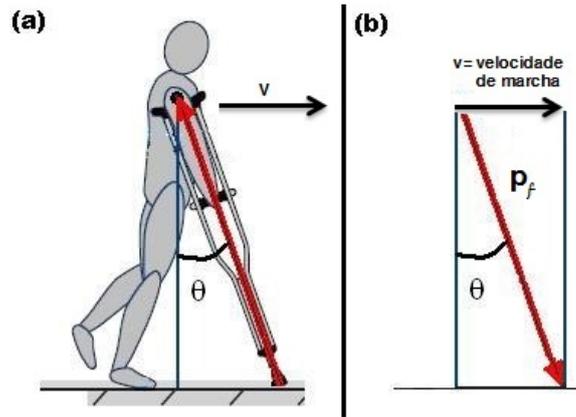


Figura 29 – **Impacto com o solo.** Representação da velocidade em função do comportamento angular, (adaptado de (CAPECCI et al., 2015)).

Considerando que uma pessoa de massa ($M = 75 \text{ kg}$) projete em torno de $2/3$ do seu peso, 67% de sua massa corporal sobre as muletas no momento do impacto. Isso resulta em uma massa $m \approx 50 \text{ kg}$. Nessa análise teórica considera-se uma velocidade de deslocamento de $v = 1,55 \text{ m/s}$ e o ângulo θ de abertura da muleta em aproximadamente 25° , de acordo com os dados do Quadro 29. O momento transferido da muleta para o chão é dado por:

$$p_f = \frac{mv}{\sin \theta} = \frac{50 \text{ kg} \times 1,55 \text{ m/s}}{\sin 25^\circ} \approx 183 \text{ kg m/s}.$$

A força de impacto é obtida pela Equação 7, representada por:

$$f_m = \frac{\delta p}{\delta t}, \quad (7)$$

onde⁸ $\delta p = p_f - p_i = p_f$, considera-se que o momento inicial seja nulo. Então com $\delta t \approx 0,2$ segundos, tem-se que a força de colisão da muleta com o chão é de aproximadamente:

$$f_m = \frac{183 \text{ kg m/s}}{0,2 \text{ s}} = 915 \text{ N},$$

Pode-se modelar a força impulsiva para o impacto da muleta com o chão pela expressão matemática dada pela Equação 8.

$$F_c(t) = f_m \exp[-\lambda t^2] \quad (8)$$

Onde o termo f_m é o valor máximo da força impulsiva durante a colisão da muleta com o chão, e λ é uma constante de tempo que pode ser mensurada para que o intervalo de tempo do impacto seja de aproximadamente $0,2$ segundos.

$$f_m = 915 \text{ N} \quad \text{e} \quad \lambda = 100 \text{ s}^{-2},$$

⁸ δ - O delta de dirac expressa a força impulsiva por se tratar de distribuição normal.

que colocados na função da força da Equação (8) resulta em:

$$F_c(t) = (915\text{N}) \exp[-(100\text{s}^{-2})t^2]$$

O resultado é apresentado no Gráfico 8, representando a modelagem parcial da fase de impacto da muleta com o solo.

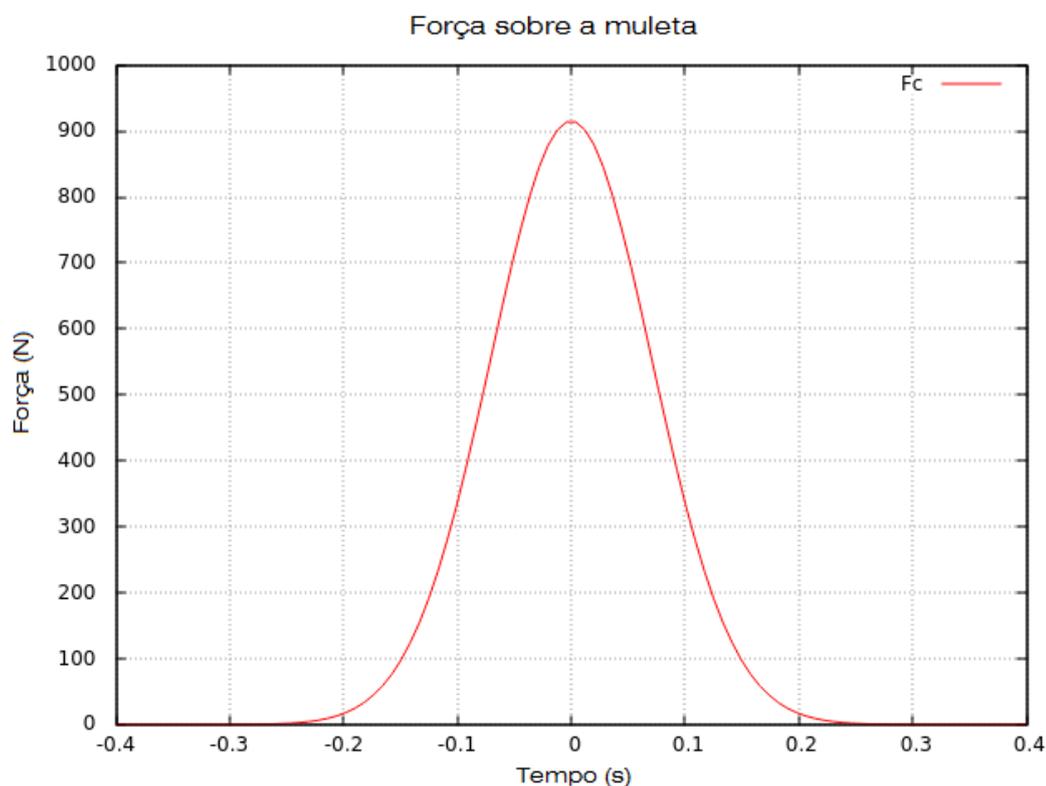


Figura 30 – **Gráfico de força impulsiva.** O gráfico apresenta a resposta parcial da modelagem do impacto da muleta com o solo, (autoria própria).

O resultado final da modelagem da marcha pode ser expresso a partir da soma das duas forças que integram o equacionamento: a força de carregamento F_N da Equação 5, com a força de colisão F_c da Equação 8, e em seguida normalizar a soma dividindo pelo peso atribuído a análise, $P = 735\text{ N}$,

$$F_{\text{normalizada}} = \frac{F_N + F_c}{P}$$

O resultado é expresso no Gráfico 31, que apresenta análise completa da fase de carregamento da muleta com base nos dados antropométricos.

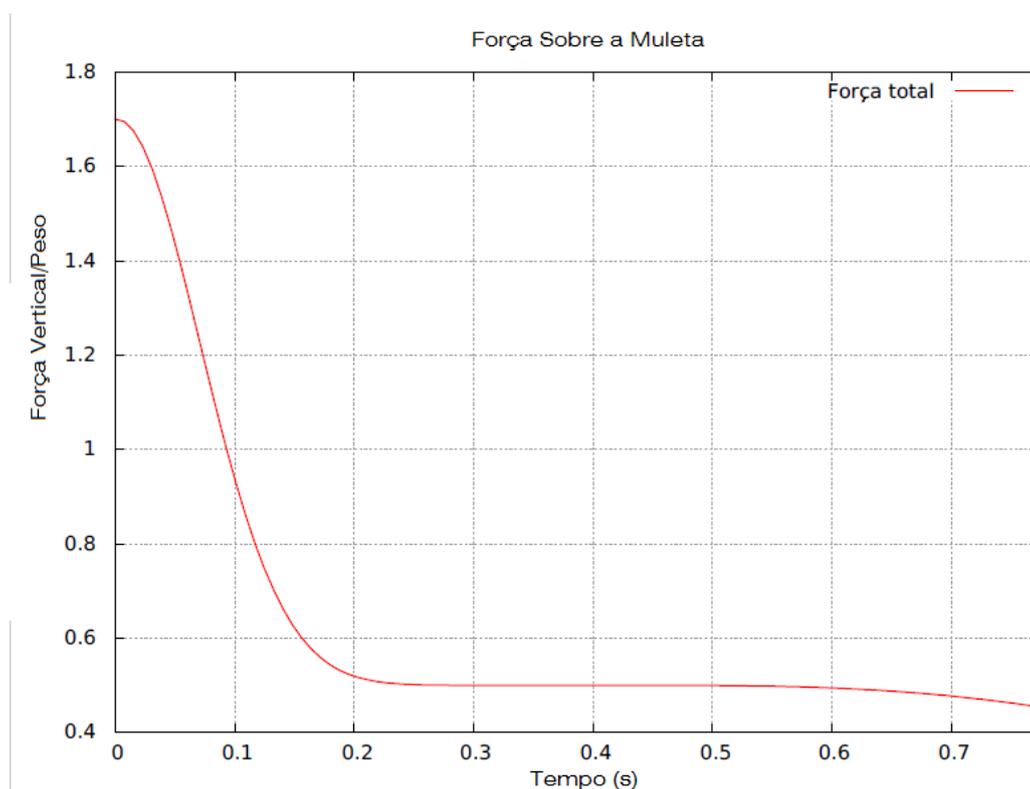


Figura 31 – Gráfico analítico de carregamento da marcha assistida por muleta. O gráfico representa a modelagem analítica da marcha assistida por muleta, (autoria própria).

3.2.3 MÉTODOS DE ENSAIO

Para realização dos experimentos é proposto a simulação da marcha assistida com uso da máquina de ensaios universais *INSTRON 3520*, o equipamento utiliza um sistema eletrohidráulico controlado pelo *software Wave Matrix* permitindo aplicar cargas em taxas previamente configuradas, a aquisição dos dados é realizada em tempo real com taxa de 500 Hz por meio da célula de carga vinculada a garra de fixação superior acoplada ao equipamento, Figura 32. A proposta de uso deste equipamento durante os testes visa garantir a repetitividade dos ensaios tornando a coleta de dados fidedigna, necessária para a correta caracterização do sistema.

O ensaio será aplicado para as nove configurações de discos, Quadro 3, com três repetições com pausa de cinco minutos, serão também realizados ensaios para condição rígida como indicador de referência, para isso será montado na câmara um cilindro de alumínio com o mesmo dimensional dos conjuntos de discos.

O ensaio será configurado conforme resultado analítico da marcha em cinco zonas de atuação das cargas "Steps" conforme Gráfico 33 realizando carregamento em função do tempo.

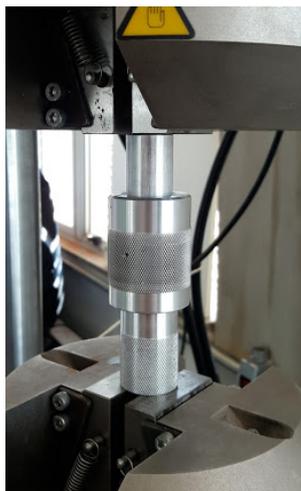


Figura 32 – **Fixação do dispositivo mecânico.** A figura apresenta a fixação do conjunto mecânico na máquina de ensaios universais, foi realizada a usinagem das extremidades para adaptação ao conjunto de garras, (autoria própria).

O *Step 01* corresponde ao impacto da muleta com o solo que promove um carregamento de 0 N a 1249 N, no *Step 02* ocorre o decaimento da carga até o início da fase de apoio por volta de 334 N, no *Step 03* ocorre a fase de suspensão atingindo o pico de 367,5 N, o *Step 04* promove a manutenção da carga anterior até o *Step 05* onde a carga decai até a carga inicial de 0 N.

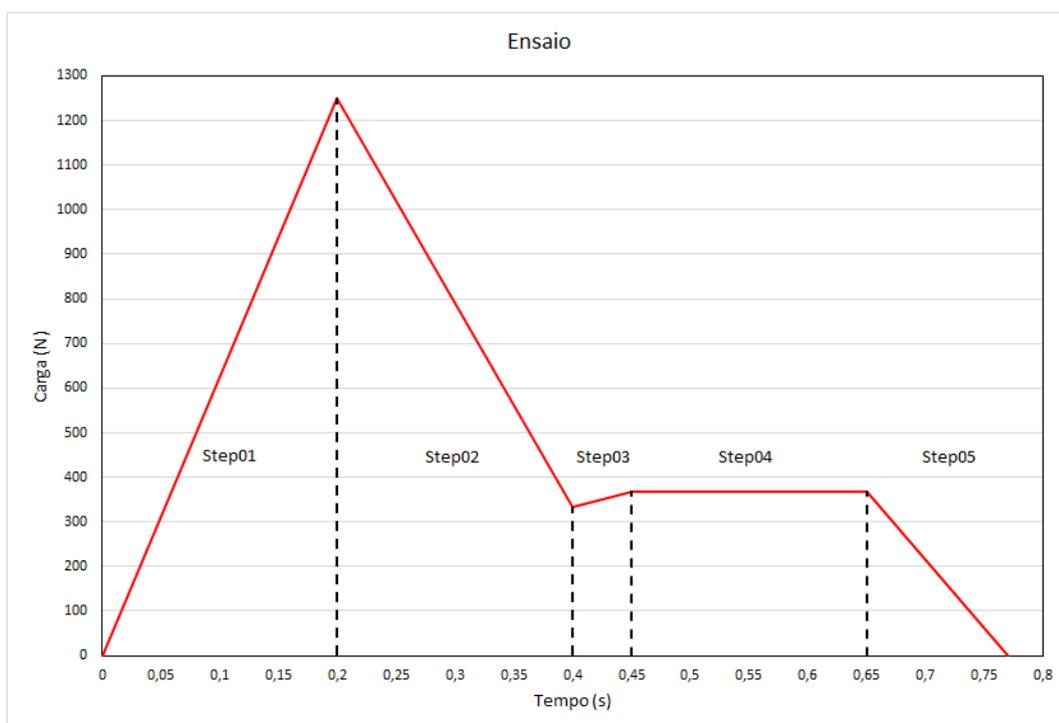


Figura 33 – **Setup do ensaio.** Fases de carregamento do ensaio experimental, (autoria própria).

O intuito dessa etapa inicial de estudos é caracterizar e compreender os comportamentos do sistema, por este motivo, não serão aplicadas as metodologias convencionais, comuns ao tema, que utilizam ensaios com humanos em plataforma de carga e testes cinemáticos. A variabilidade nos parâmetros de velocidade e carga inerentes do uso dessas metodologias podem interferir no processo de caracterização do comportamento do sistema. Ensaios futuros com a aplicação desses métodos de coleta de dados e análise poderão atuar de forma complementar a validação do dispositivo com humanos.

3.2.3.1 ANÁLISE DOS DADOS

Para análise estatística descritiva dos dados é proposto a aplicação de *Box Plot*, esta ferramenta possibilita localizar e analisar as variações em grupos de dados, determinar as áreas de maior concentração e tendência de valores, pontos extremos e elementos discrepantes. Este método de análise é aplicado e proposto (ROGERS; LEINEWEBER; ANDRYSEK, 2016) para análise da taxa de carregamento.

3.2.3.2 LIMITAÇÕES DO ESTUDO

O estudo experimental se concentra na análise do sistema de amortecimento proposto, desconsiderando as influências das demais estruturas que compõem a muleta de antebraço.

As limitações de dados, metodologias e aplicações dos elastômetros utilizados, inviabiliza a modelagem matemática do sistema, estudos futuros de caracterização dos materiais podem oportunizar uma análise computacional do comportamento das amostras ao longo do carregamento permitindo otimizar o sistema.

Como o estudo tem caráter inicial, se restringe aos ensaio *in vitro* considerando uma única análise de dados antropométricos arbitrados. A utilização do modelo matemático da marcha com uma ampla variação de condições antropométricas dará origem a diferentes condições de ensaios. Um estudo analítico mais abrangente juntamente com ensaios de validação com humanos podem permitir a elaboração de um cenário de dados mais amplo favorecendo o aperfeiçoamento dos sistemas proposto.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Este capítulo dispõe sobre as averiguações e conclusões relativas as etapas do processo de confecção dos corpos de prova, das aferições e dos ensaios experimentais propostos. As discussões discorrem sobre as observações, aferições e análises estatísticas das diferentes etapas de evolução dos ensaios.

A metodologia proposta apresenta uma nova abordagem em relação aos trabalhos propostos sobre o tema, atuando na validação do sistema neste estudo inicial.

4.1 PREPARAÇÃO DAS AMOSTRAS

A confecção das amostras a serem ensaiadas seguiu o protocolo apresentado na metodologia, foram confeccionados em lotes com três discos, a opção por lotes menores considerou o tempo de manipulação do produto após a inserção do catalisador, os testes anteriores demonstraram que após dois minutos o composto apresenta mudança de estado podendo comprometer a homogeneidade da amostra.

As cavidades dos moldes foram usinadas com altura final desejada da pastilha de 10 mm com erro inferior a $\pm 0,1$ mm, foi observado que o uso de moldes com altura superior a solicitada apresentam propensão ao surgimento do efeito borda que compromete a configuração dimensional da amostra.

A desmoldagem foi realizada respeitando o tempo de cura determinado pelo fabricante, conforme Tabela 3, na sequência as amostras foram acondicionadas em local livre de exposição a luz solar direta, em temperatura ambiente variando entre $25^{\circ}\text{C} \pm 5^{\circ}\text{C}$ aferida com termômetro de bancada *TEC-155-M* três vezes por dia.

As medições de dureza ao longo dos testes comprovaram que, no tempo de cura determinado pelo fabricante ocorre a cura parcial, o que possibilita a manipulação das amostras no estado sólido, porém não é atingido a dureza máxima do composto, as aferições de dureza comprovaram a existência de variações por um período de até 48 horas após a manipulação dos compostos. Para garantir a cura total as amostras permaneceram acondicionadas por um período mínimo de 120 horas antes da realização das aferições e ensaios.

Tabela 3 – **Tempo de cura.** Tempo de cura determinado pelo fabricante.

Composto	Tempo de cura parcial	Dureza Shore A
BS - Adesivo Azul PS	4 a 5 horas	14A
BS - Platina Semi Cristal A / B	1 horas	12A
<i>Dow Corning</i> ® BX3- 8001	2 horas	7 a 10A

(autoria própria.)

As amostras foram organizadas de acordo com as configurações de ensaios propostas no Quadro 3 e identificadas com numerais de 1 a 3, sendo 1 a amostra superior com Ø30 mm, 2 a amostra intermediária com Ø25 mm e 3 a amostra inferior com Ø30 mm.

Após ao período de cura total, foram realizadas as aferições de massa das amostras comparando o peso inicial e o peso final por meio de balança digital com precisão de 0,1 g. Para as amostras confeccionadas com silicone (BS - Adesivo Azul PS) verificou-se uma redução média de 3,125% do peso inicial após a cura, o valor é compatível com o percentual de catalisador inserido na mistura, para as amostras confeccionadas em silicone (BS - Platina Semi Cristal A / B) e (*Dow Corning* ® BX3- 8001) as variações médias se deram em 1,32% e 1,8% respectivamente.

A aferição dimensional verificou a altura das amostras após a cura total, considerando uma variação de $\pm 0,5$ mm. O procedimento foi realizado em manual com uso de um paquímetro analógico quadridimensional com capacidade de 150 mm e precisão de 0,05 mm do fabricante Mitutoyo, a partir dos resultados encontrados foi calculada a média geral de 9,98 mm com variação entre 9,75 mm e 10,5 mm.

No procedimento de medição de dureza utilizou-se um durômetro digital *Tecno TEC-35539* com precisão de $\pm 0,5$ na escala Shore A com calibração certificada, o parâmetro de medição adotado considerou a medição de dureza das faces inferiores e superiores, por permitirem a correta acomodação da base apalpadora. As amostras foram posicionadas sobre uma superfície de granito retificada e realizada a medição manual considerando a pressão suficiente para o correto apoio da base apalpadora, cada face foi medida três vezes sendo descartados o maior e o menor valor quando ocorreram.

Para obter as configurações de ensaio propostas pelo estudo foram confeccionadas nove pastilhas de cada um dos três compostos. Ao observar os valores médios de dureza obtidos das nove amostras de cada composto, Tabela 4, fica evidente a discrepância entre os valores de dureza apresentados pelo fabricante e as medições realizadas.

O cálculo da média final de dureza considerou os valores de dureza média das nove amostras de cada um dos compostos, dois deles (BS - Adesivo Azul PS) e (*Dow Corning* ® BX3- 8001) apresentaram valores de dureza superiores as referências fornecidas pelo fabricante.

A média final de dureza aferida para o composto (BS - Adesivo Azul PS) a foi de 20,47 Shore A 46% maior que o valor de referência de 14 Shore A informado pelo fabricante, o composto (*Dow Corning* ® BX3- 8001) apresenta a média final de dureza de 14,28 Shore A sendo 43% maior que o valor máximo de dureza fornecido pelo fabricante de 10 Shore A.

O composto (BS - Platina Semi Cristal A / B) foi o único a apresentar valores de dureza próximo a referência fornecida pelo fabricante, com valor médio de dureza final de 11,39 Shore A, o valor é 5% menor que o valor de referência que é de 12 Shore A.

As medições de dureza nas faces apontam duas características de cura, a primeira em que 66% das amostras apresentam dureza uniforme entre as faces superior e inferior com variação máxima de $\pm 0,5$ Shore A , a segunda referente ao comportamento observado é a presença de maior dureza na face inferior, este comportamento é observado em 33% das 27 amostras, a maior predominância desse comportamento é observado no composto BS - Adesivo Azul PS com 56% das amostras.

A Tabela 4 apresenta os resultados das medições de dureza Shore para as faces superiores, faces inferiores e os valores médios.

Tabela 4 – **Medição de Dureza Shore A.** Aferição de dureza das amostras após a cura total.

Configuração	Amostra	Composto	Dureza Superior	Dureza Inferior	Dureza Média
Conf.01	1-030	BS - Adesivo Azul PS	20A	20A	20A
	2-025	BS - Adesivo Azul PS	21A	21,5A	21,25A
	3-030	BS - Adesivo Azul PS	19A	20,5A	19,75A
Conf.02	1-030	BS - Adesivo Azul PS	20A	20A	20A
	2-025	BS - Platina Semi Cristal	12,5A	12A	12,25A
	3-030	BS - Adesivo Azul PS	20A	22A	21A
Conf.03	1-030	BS - Adesivo Azul PS	20,5A	20,5A	20,5A
	2-025	BX3- 8001	16,5A	17A	16,75A
	3-030	BS - Adesivo Azul PS	19,5A	21A	20,25A
Conf.04	1-030	BS - Platina Semi Cristal	10,5A	10A	10,25A
	2-025	BS - Adesivo Azul PS	19A	21,5A	20,25A
	3-030	BS - Platina Semi Cristal	10A	10A	10A
Conf.05	1-030	BS - Platina Semi Cristal	12A	12,5A	12,25A
	2-025	BS - Platina Semi Cristal	12A	12,5A	12,25A
	3-030	BS - Platina Semi Cristal	10A	11A	10,5A
Conf.06	1-030	BS - Platina Semi Cristal	11,5A	13A	12,25A
	2-025	BX3- 8001	15A	14,5A	14,75A
	3-030	BS - Platina Semi Cristal	11,5A	10A	10,75A
Conf.07	1-030	BX3- 8001	13,5A	14,5A	14A
	2-025	BS - Adesivo Azul PS	20,5A	22A	21,25A
	3-030	BX3- 8001	13,5A	14A	13,75A
Conf.08	1-030	BX3- 8001	13,5A	14A	13,75A
	2-025	BS - Platina Semi Cristal	12A	12A	12A
	3-030	BX3- 8001	13,5A	14A	13,75A
Conf.09	1-030	BX3- 8001	14A	14,5A	14,25A
	2-025	BX3- 8001	14A	14,5A	14,25A
	3-030	BX3- 8001	13A	13,5A	13,25A

(autoria própria.)

4.2 MÉTODO DE PARAMETRIZAÇÃO E ANÁLISE

O estudo apresenta duas propostas iniciais, a concepção de um sistema de amortecimento polimérico encapsulado e uma metodologia experimental de caracterização das respostas do sistema proposto.

As metodologias de investigação utilizadas por (DOOLEY; MA; ZHANG, 2015); (MACGILLIVRAY et al., 2015) e (CAPECCI et al., 2015), se baseiam em simular as condições de uso da muleta com auxílio de voluntários em um ambiente controlado, as medições são realizadas com uso de plataforma de carga e medições cinemáticas, os dados coletados são analisados para determinar a eficiência do sistema.

O método utilizado neste estudo propõe a análise prévia das características da marcha por meio de modelagem matemática e estabelece critérios para a realização de ensaios experimentais controlados que permitam repetibilidade, o uso da máquina de ensaios universais garante a repetibilidade e manutenção dos parâmetros de ensaio o que permite caracterizar as respostas dos sistemas em estudo com maior grau de confiabilidade.

Os testes com humanos permitem avaliar fatores como nível de conforto e alterações na dinâmica da marcha, porém não possibilitam uma correta caracterização do comportamento do sistema. É relatado pelos autores (DOOLEY; MA; ZHANG, 2015); (MACGILLIVRAY et al., 2015) e (CAPECCI et al., 2015) o uso de marcha autosselecionada e variações antropométricas dos voluntários como peso, não são informados outros dados antropométricos.

A análise direta dos resultados obtidos a partir de ensaios com voluntários pode inferir resultados errôneos, essa metodologia não permite garantir parâmetros de repetibilidade dos ensaios, invalidando comparações dos resultados experimentais encontrados.

A modelagem da marcha proposta neste estudo confirmou a hipótese levantada por (ROGERS, 2014) de que alterações antropométricas tem relação direta na ação de carregamento, a velocidade de deambulação, a massa corpórea, as proporções do usuário e os ajustes da muleta são fatores considerados na modelagem matemática da marcha utilizada para determinar os parâmetros de ensaios utilizados no estudo e demonstram influência nas respostas da curva de carregamento.

As conclusões deste estudo sobre a análise matemática da marcha assistida por muleta, apontam que as aferições realizadas em ensaios com voluntários devem ser correlacionadas e validadas por meio de modelos matemáticos e posteriormente confrontadas com os dados de carregamento experimentais aferidos permitindo a correta compreensão dos dados obtidos.

4.3 ENSAIO DE CARREGAMENTO

Os ensaios de carregamento foram realizados no laboratório de materiais da Faculdade Gama (FGA/UNB) utilizando a máquina de ensaios universais *INSTRON* 8801, Figura 34, o equipamento utiliza um sistema de acionamento hidráulico comandado por eletroválvulas proporcionais que operam um atuador linear de dupla ação comandando o avanço e retorno para forças de até 100 kN, item d) da Figura 34, juntamente com o sistema de fixação por garras hidráulicas, itens b) e c) Figura 34.

A máquina permite realizar diferentes tipos de ensaios de compressão e tração, toda a operação dos acionamentos e monitoramento dos sensores de deslocamento e célula de carga, item a) Figura 34, é realizado via *software Wave Matrix* sendo necessária a parametrização prévia das condições de carregamento, deslocamento e aquisição de dados em tempo real.

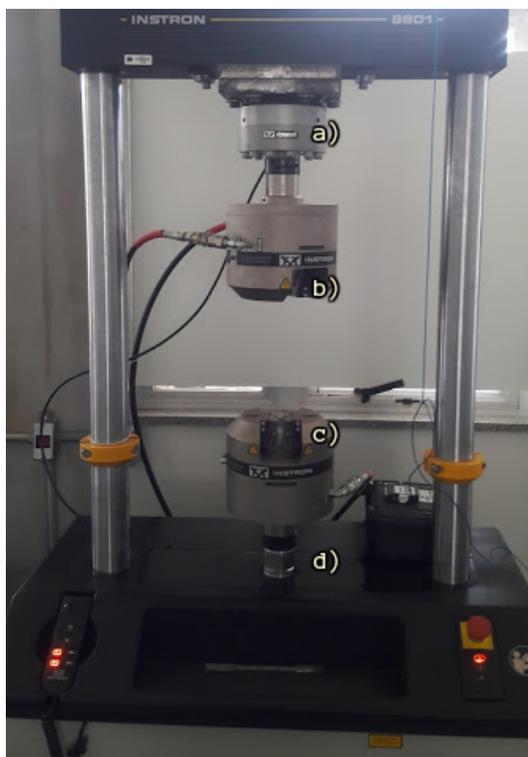


Figura 34 – **Máquina de ensaios universais INSTRON 8801** Item a) Célula de carga INSTRON 102171, Itens b) e c) Garras de fixação hidráulica, Item d) Atuador linear de dupla ação, (autoria própria).

O ambiente do laboratório foi previamente climatizado a uma temperatura de 20° C monitorada a cada 30 minutos antes e durante os ensaios, com intuito de evitar influência térmica no comportamento das amostras.

A realização dos ensaios experimentais transcorreu conforme parametrização previamente estabelecida na metodologia, sendo ajustada e testada a curva de carregamento no *software* de controle *Wave Matrix* com um corpo de provas teste, conforme a curva proposta na Figura 33 da metodologia.

As amostras foram posicionadas com a face superior para cima sendo alinhadas antes da montagem na câmara, toda a câmara juntamente com as pastilhas foram previamente lubrificada com uma película fina de vaselina pastosa, aplicada com um pincel de cerdas em todas as superfícies, a cada nova montagem foi realizada a limpeza da câmara com álcool isopropílico removendo todos os resíduos, o procedimento de montagem do experimento é apresentado na Figura 35.

A lubrificação tem por objetivo evitar interferências nas leituras oriundas do atrito das pastilhas com as superfícies internas e entre as amostras que podem gerar ruídos nas leituras.

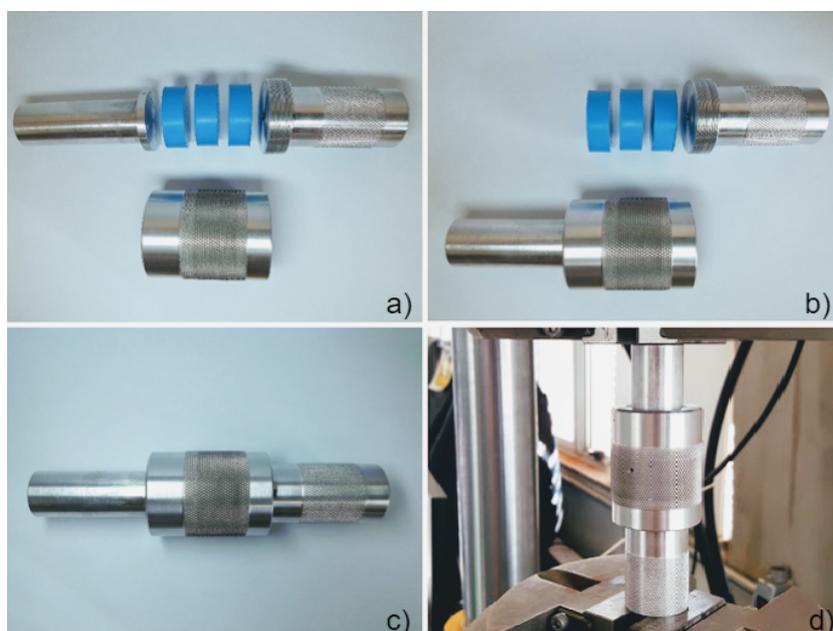


Figura 35 – **Sequência de montagem do experimento.** a) Posicionamento do conjunto e o alinhamento das amostras, b) Montagem do pistão responsável por aplicar a carga sobre as amostras, c) Conjunto montado, d) Fixação do conjunto a máquina de ensaios, (autoria própria).

Todas as nove configurações de montagem propostas no estudo foram submetidas a mesmas condições de ensaio previamente definidas na metodologia, o conjunto montado foi fixado a máquina de ensaios por meio das garras de fixação hidráulicas, conforme apresentado na Figura 35 item d), a cada ensaio foi realizado o balanceamento da célula de carga para evitar erros de leitura, após a montagem foi verificada e registrada na planilha de ensaios a posição inicial do atuador hidráulico fornecida pelo *software* de controle.

O parâmetro de validação adotado considerou a coleta com três repetições para cada configuração, a cada repetição foi ajustada a posição inicial do atuador hidráulico para o valor aferido inicialmente após a montagem da amostra, essa medida garante que seja respeitado o mesmo deslocamento nas três repetições do ensaio de cada configuração.

Após o término dos ensaios com nove configurações propostas, realizou-se um ensaio de controle com uma amostra rígida usinada em alumínio SAE 332 com $\varnothing 30\text{mm}$ e altura de 30mm, simulando a montagem das amostras na câmara, esses ensaios seguiram o mesmo protocolo utilizado para as demais amostras e têm como objetivo obter parâmetros de comparação de resposta do sistema para a condição rígida.

Todo o procedimento de ensaio foi realizado em automático e seguiu a parametrização da curva pré estabelecida, foram adquiridos dados de deformação da amostra em milímetros, tempo em segundos e força em quilonewton, em tempo real com frequência de 500 Hz.

O armazenamento dos dados ocorreu ao termino de cada ensaio, os dados coletados foram gravados em arquivos individuais.

Durante os ensaios foram monitoradas as condições de funcionamento da máquina de ensaios, realizando a leitura de pressão hidráulica de acionamento e temperatura do fluido hidráulico, variações nesses parâmetros poderiam alterar as respostas durante a realização dos testes, porém não foram registradas variações significativas que pudessem comprometer a força ou velocidade de acionamento do atuador hidráulico.

Ao término dos ensaios as amostras foram limpas e inspecionadas, não foram observados danos aparentes em nenhuma das amostras que foram acondicionada para análises futuras.

4.4 ANÁLISE DOS RESULTADOS

Os dados experimentais obtidos foram catalogados e armazenados em arquivos individuais com extensão (.txt) e posteriormente exportados para o *software* Excel® 2016 sendo compilados e tratados em um único arquivo.

A partir dos dados das três repetições realizadas para cada configuração foram extraídas as médias gerais, adotadas como referência para o tratamento dos dados, as unidades de medida para o deslocamento e tempo foram mantidas sendo feita a conversão das unidades de força de Quilonewton para Newton.

Com base nos valores médios de força e tempo para cada uma das configurações foi calculada a taxa de carregamento instantânea T_i , métrica adotada para comparação dos resultados, a Equação 9 foi aplicada a toda coleção de dados das curvas.

$$\left\{ T_i = \frac{f_0 - f}{t_0 - t} \right. \quad (9)$$

O cálculo da taxa de carregamento instantânea permite a observação do comportamento das amostras durante o processo de carregamento, esse parâmetro é considerado por (ROGERS, 2014) como o fator determinante para a análise de eficiência de um sistema de amortecimento empregado a muleta canadense.

As observações concentraram-se nos dois momentos de picos presentes na curva (P_1) e (P_2), conforme Figura 36, em que (P_1) é relativo a força impulsiva oriunda do impacto do contato da muleta com solo e (P_2) é a fase de suspensão onde ocorre a transferência de carga do indivíduo para a muleta, essas são fase críticas levantadas durante a modelagem da marcha assistida por muleta canadense.

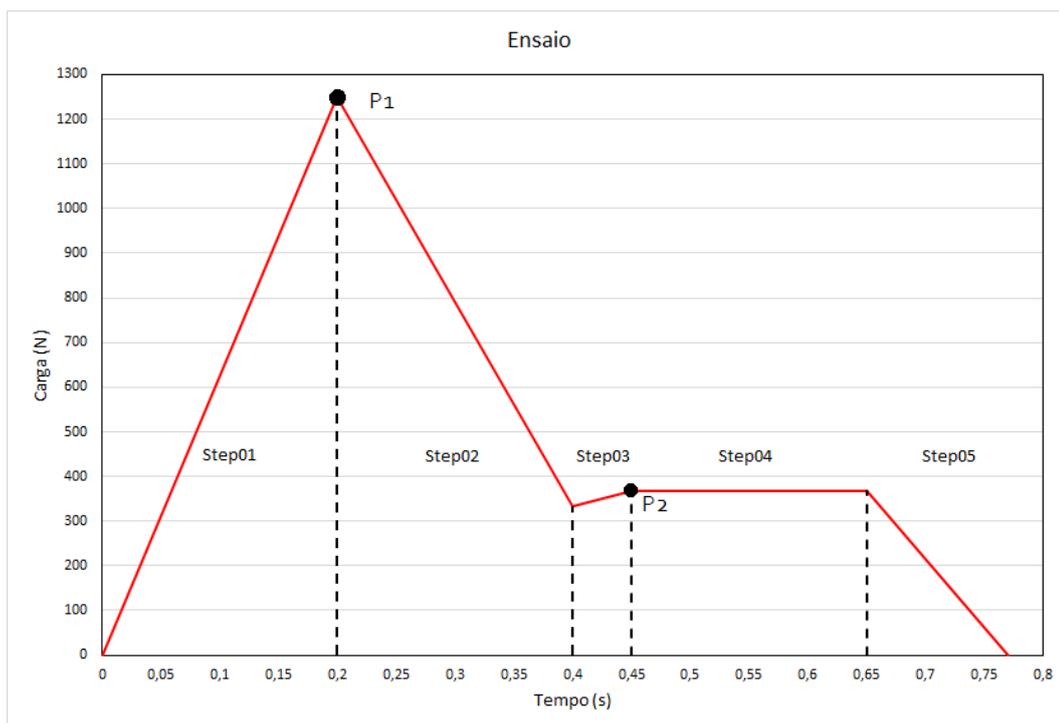


Figura 36 – **Representação dos picos de carregamento.** P_1 Impacto da muleta com o solo durante a marcha. P_2 Fase de suspensão, (autoria própria).

O tratamento dos dados consistiu em extrair os valores calculados da taxa de carregamento para os momentos de pico (P_1) e (P_2), individualmente, para cada uma das condições analisadas, utilizando como referência os valores de carga máxima para ambos os picos.

Os dados foram ordenados de forma progressiva e analisados por meio de técnicas de estatística descritiva, sendo utilizados como base para os cálculos dos valores máximos (Q_4), valores mínimos (Q_0), mediana (Q_2) e os intervalos interquartil (Q_1) e (Q_3), com uso do *software* Excel® 2016, os valores calculados permitem a construção do diagrama de caixa ou *Box Plot*.

A condição em análise (P_1) representa o maior pico de força impulsiva simulando o impacto da muleta com o solo durante o deslocamento do indivíduo, no instante zero as amostras encontram-se na condição iniciais de deformação e força.

A ação de carregamento até o pico (P_1) inicia o processo de acomodação das amostras no interior da câmara, como demonstrado na Figura 37, as pastilhas (01) e (03) possuem menor grau de liberdade limitado por restrições a deformação nas parede internas e superfícies de apoio e contato sendo forçadas a se deformar contra a pastilha central (02) e vazios existentes.

A amostra central (02) possui um volume livre na câmara que permiti maior liberdade de atuação, a expansão ocorre em todos os sentidos, porém com tendência a deformação horizontal até o contato com as paredes internas a depender da resistências das amostras superior e inferior, como demonstrado na imagem b) da Figura 37.

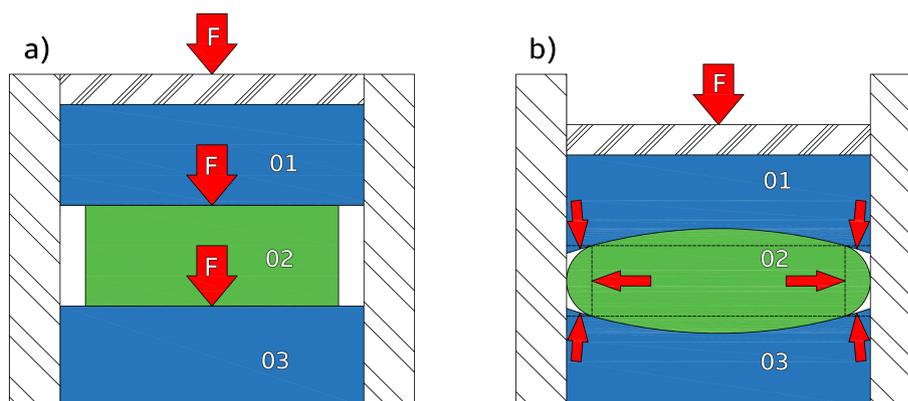


Figura 37 – **Comportamento das amostras.** Comportamento das amostras no interior da câmara durante o processo de carregamento, a imagem a) representa a condição inicial e o sentido de força aplicada, a imagem b) demonstra o processo de acomodação das amostras no interior da câmara, (autoria própria).

É pressuposto que esses comportamentos sofram variações devido ao comportamento dos diferentes compostos utilizados na confecção das pastilhas.

A fase de acomodação gera um efeito de amortecimento estrutural, provocado pela forma atuante das amostras no sistema, como resultado origina-se um aumento gradativo da energia mecânica dissipada pelo sistema.

Com a redução dos vazios ocorre a transição para fase de compactação das amostras com alteração das características de amortecimento estrutural para interno fluídico com redução da capacidade de deformação das amostras, como demonstrado no item (b) da Figura 37, é observado a redução exponencial da capacidade de dissipação de energia mecânica com o aumento da rigidez do sistema, essa fase é considerada a zona crítica do sistema, em que o amortecimento decorre da capacidade dos compostos em realizar movimentos nas cadeias dos poliméricas e dissipar energia.

O *Box Plot* apresenta um resumo da coleção de dados que permite localizar e analisar a variação de uma variável dentre diferentes grupos de dados, permiti descrever o comportamento das variáveis e suas estruturas de dependência, possibilita constatar o desempenho das amostras no experimento e demonstrar de forma simplificada os resultados.

As análises se concentraram em compreender o comportamento da mediana em relação a assimetria da dispersão e a variância dos dados nas regiões interquartis e zonas *outlier*.

A análise de desempenho das amostras só é possível com a compreensão desses comportamentos, é tido como ideal a condição de ensaio que apresentar resultados estáveis de baixa magnitude e com menor dispersão de resultado ao longo das regiões interquartis, o estudo da dispersão nas zonas representativas dos gráficos permite a interpretação dos resultados nas diferentes etapas do processo de amortecimento.

A variância das regiões interquartis é utilizada como elemento para construção dos gráficos, determinando as dispersões entre os quartis, esse valor também é adotado como parâmetro de comparação entre o comportamento das amostras durante o experimento.

É apresentado na Tabela 5, o cálculo da variância em quatro condições de análise, sendo ($d_{q1} = Q_1 - V_{min}$) a variância entre o primeiro quartil (Q_1) e o menor valor não *outlier* (V_{min}), ($d_{q2} = Q_2 - Q_1$) a variância entre a mediana (Q_2) e o primeiro quartil (Q_1), ($d_{q3} = Q_3 - Q_2$) sendo a variância entre o terceiro quartil (Q_3) e a mediana (Q_2), e ($d_{q4} = V_{max} - Q_3$) a variância entre o maior valor não *outlier* (V_{max}) e o valor encontrado para o terceiro quartil (Q_3), o valor do primeiro quartil (Q_1) permanece estático por ser a referência para posicionamento dos demais valores no gráfico.

Tabela 5 – Variância interquartil condição P_1 .

Configuração	$d_{q1} = Q_1 - V_{min}$	Q_1	$d_{q2} = Q_2 - Q_1$	$d_{q3} = Q_3 - Q_2$	$d_{q4} = V_{max} - Q_3$
Rígido	370,05	5.849,18	395,60	179,12	379,10
Conf.01	150,46	152,89	759,34	1.326,08	2.679,56
Conf.02	160,34	160,88	293,05	2.044,70	2.763,81
Conf.03	144,21	146,13	391,72	2.122,52	3.362,82
Conf.04	133,59	142,38	416,51	1.342,92	2.371,06
Conf.05	193,24	201,55	550,67	1.505,87	2.860,72
Conf.06	172,72	175,88	425,89	1.121,79	2.304,52
Conf.07	242,42	243,39	539,77	1.423,18	2.506,78
Conf.08	97,87	99,18	385,51	1.828,76	3.309,43
Conf.09	107,07	108,19	369,64	1.998,58	2.752,66

(autoria própria.)

O primeiro quartil (Q_1) indica o posicionamento de 25% dos dados, as observações dos valores calculados permitem inferir um deslocamento positivo do gráficos para a condição de controle (Rígido) em relação aos valores encontrados para as demais condições, essa análise permite apontar uma alta incidência de valores de grande magnitude nas fases iniciais de aplicação da carga para a condição de controle, o oposto é observado para as demais condições.

Esse comportamento é interpretado como resultado da ação de acomodação das pastilhas na câmara que resultam na alta dispersão de energia mecânica na fase de entrada do carregamento.

O comportamento da variância, para as nove condições em análise, demonstra um crescimento exponencial de baixa magnitude da taxa de carregamento nas amostras para condição (P_1), esse comportamento é condicionado pela alteração de fases da amortecimento que promove uma alta taxa de absorção de energia mecânica nas fases iniciais com redução gradativa até a chegada do momento de pico.

Os dados calculados para (d_{q1}) demonstram atenuação da curva de carregamento para as nove amostras com tendência a se manter na média das demais aferições, valores de variância baixos ou elevados nessa fase determinam o crescimento da taxa de carregamento na fase de entrada da carga.

As variâncias analisadas na condição (d_{q2}) apresentam o comportamento das amostras na fase crítica de compactação, essa fase apresenta a maior concentração de valores elevados nas medições.

O Gráfico 38 apresenta os resultados das análises quantitativas de dispersão dos valores da taxa de carregamento, sendo o fator independente à alteração das configurações amostrais e a unidade experimental a taxa de carregamento dada em N/s, nenhum dos resultados apresentou valores aberrantes ⁹.

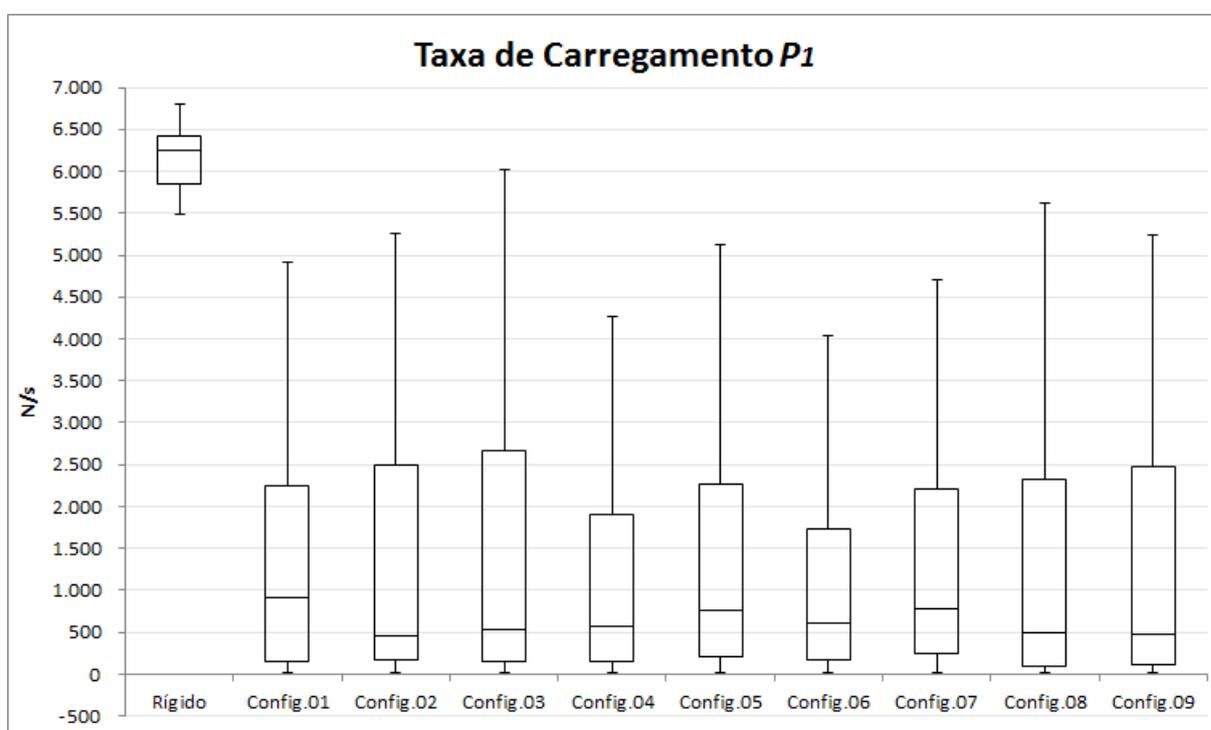


Figura 38 – **Taxa de carregamento para o primeiro pico P_1** . São representadas no gráfico as nove condições de ensaio mais a condição rígida de controle para a condição de análise P_1 , (autoria própria).

A observação dos resultados representados no Figura 38 aponta redução significativa da taxa de carregamento para as nove configurações propostas na condição de carregamento (P_1) quando comparados aos resultados de controle. A concentração de valores se manteve a baixo da zona de dispersão do elemento de controle, demonstrando a efetividade dos sistemas.

O gráfico de controle (Rígido), Figura 38, apresenta assimetria negativa com baixa dispersão de dados interquartil e valores *outliers*, o aumento da taxa de carregamento ocorre de

⁹ Valores aberrantes: observações suspeitas maiores do que $(Q_3 + 1,5dq)$ ou inferiores a $(Q_1 - 1,5dq)$ (FIGUEIRA, 1998).

forma rápida atingindo primeiramente os valores mais elevados com leve redução até atingir o pico, a zona de tendência central em relação a disposição dos dados na zona interquartil indica a predominância de valores elevados na medição. A baixa dispersão dos dados indica uma concentração de valores de alta magnitude em toda a faixa de dispersão do gráfico.

Todas as nove propostas apresentam assimetria positiva com maior concentração de valores de baixa magnitude, esse comportamento ocorre como resultante da alteração da curva de carregamento com tendência a crescimento exponencial.

O sistema apresenta a tendência de concentração de valores na região entre o primeiro quartil e a mediana, esse comportamento é interpretado como a ação de acomodação das amostras que resulta em maior deformação e conseqüente absorção de energia mecânica, posteriormente ocorre o aumento na dispersão dos dados como resultado do alto crescimento da taxa de carregamento provocado pela limitação da deformação.

A redução percentual da taxa de carregamento para a condição (P_1) é apresentada na Tabela 6, o cálculo utilizou como referência a média aritmética dos resumos dos grupos de dados para cada uma das nove propostas, em comparação com os valores encontrados para a condição de controle (Rígido).

Tabela 6 – **Redução percentual da taxa de carregamento para condição P_1 .**

Configuração	Redução percentual da taxa de carregamento
Conf.01	73,3%
Conf.02	72,8%
Conf.03	69,58%
Conf.04	77,65%
Conf.05	72,93%
Conf.06	78,79%
Conf.07	74,2%
Conf.08	72,33%
Conf.09	73,08%

(autoria própria.)

Os dados para a condição (P_1) apontam um desempenho estável para as nove propostas em análises com variação de 9,21% entre os valores extremos, a amostra (Conf.06) apresentou o melhor desempenho experimental. Os valores intermediários encontrados para a variância na zona (d_{q2}) indicam atenuação da curva de carregamento resultando em um menor crescimento exponencial na zona de compactação e conseqüente redução da dispersão de valores na região interquartil.

A condição de carregamento (P_2) se inicia após o decaimento da carga do pico (P_1) de 1249N até o valor de 334N como demonstrado na Figura 36, ao atingir esse valor se inicia a fase de suspensão (P_2) quando o usuário inicia a transferência de carga para a muleta, elevando a carga até o valor de 367,5N no intervalo de 0,5s.

A avaliação da condição de carregamento para o pico (P_2) considera que as amostras encontram-se na fase de compactação. A Tabela 7 apresenta os valores de deformação das amostras para as condições de análise (P_1) e (P_2), as medições realizadas na condição (P_2) demonstram uma deformação insipiente, condizentes com a afirmação. A dissipação de energia mecânica na zona de compactação das amostras é limitada, toda alteração de comportamento decorre no zona de amortecimento interno fluídico o que limita à atuação mecânica do sistema.

Tabela 7 – **Deformação apresentada para as condições P_1 e P_2 .**

Configuração	Deformação P_1	Deformação P_2
Rígido	0,029 mm	0,001 mm
Conf.01	5,559 mm	0,001 mm
Conf.02	5,382 mm	0,002 mm
Conf.03	4,925 mm	0,026 mm
Conf.04	5,706 mm	0,001 mm
Conf.05	5,069 mm	0,003 mm
Conf.06	5,186 mm	0,001 mm
Conf.07	5,071 mm	0,000 mm
Conf.08	4,910 mm	0,001 mm
Conf.09	5,139 mm	0,001 mm

(autoria própria.)

A configuração de controle (Rígida) apresentou deformação de 0,001mm, resultado este tido como inesperado devido a baixa magnitude das cargas encontradas na condição de ensaio (P_2), é levantada a hipótese de ocorrência de deformação elástica da cabeça do pistão confeccionada em Poliacetal quando comprimida contra as superfícies rígidas, Figura 39, ou interações mecânica entre as partes montadas do conjunto. A análise individual nos dados das três repetições realizadas para experimento com a amostras (Rígido) não encontrou variações que desqualificassem os dados encontrado.



Figura 39 – **Cabeça do pistão em Poliacetal**,(autoria própria).

A análise estatística para a condição (P_2) utilizou a mesma metodologia aplicada a condição (P_1), sendo calculadas as relações entre os quartis. Os resultados são apresentados no Gráfico 40 e demonstram alterações no comportamento da taxa de carregamento na zona de compactação.

É observada uma inconsonância dos resultados encontrados para as nove configurações, com variações de assimetria e amplitude que não indicam uma tendência de comportamento comum para os elementos de ensaio.

As configurações (Conf.04, Conf.06, Conf.07, Conf.08) apresentam assimetria negativa de alta magnitude demonstrando um comportamento de aumento inicial rápido da taxa de carregamento, enquanto as demais configurações apresentam comportamento de crescimento exponencial.

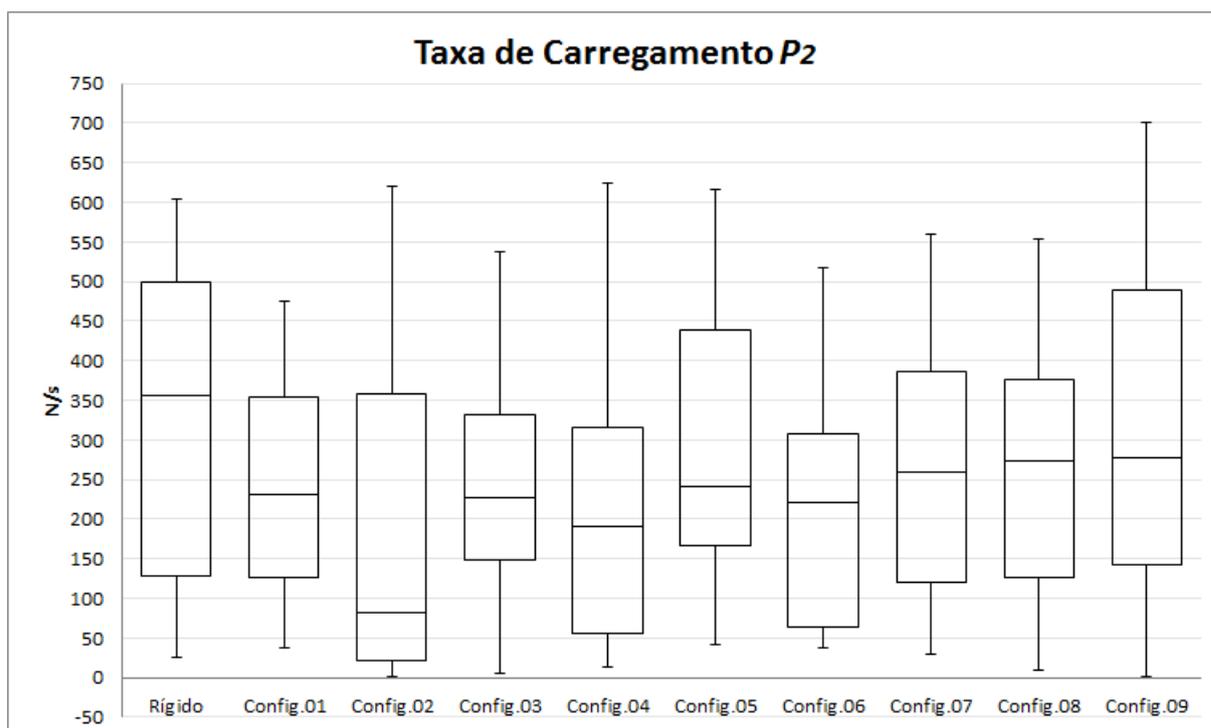


Figura 40 – Taxa de carregamento para o segundo pico P_2 . São representadas no gráfico as nove condições de ensaio mais a condição rígida de controle para a condição de análise P_2 , (autoria própria).

Para a condição de compactação, a assimetria positiva de baixa magnitude demonstra ser um comportamento satisfatório por apresentar redução dos valores iniciais da taxa de carregamento, dentre as amostras com esta característica a configuração (Conf.02) apresenta os menores valores para (Q_1) e zona *outlier* (Q_4).

A configuração (Conf.06) apresenta um comportamento inicial de crescimento da taxa de carregamento, porém de baixa magnitude, posteriormente estabilizado sem atingir elevada amplitude, os resultados obtidos para esta amostra se assemelham aos apresentados pela amostra de controle, porém com magnitudes inferiores, isso demonstra que a amostra quando submetida a condição de compactação atua como um corpo rígido com boa dissipação de energia mecânica.

Os valores percentuais de redução da taxa de amortecimento para a condição (P_2) são apresentados na Tabela 8, o cálculo utilizou os mesmos parâmetros adotado anteriormente para análise da condição de carregamento (P_1).

Tabela 8 – **Redução percentual da taxa de carregamento para condição P_2 .**

Configuração	Redução percentual da taxa de carregamento
Conf.01	24,01%
Conf.02	32,77%
Conf.03	22,45%
Conf.04	25,46%
Conf.05	6,73%
Conf.06	28,82%
Conf.07	15,71%
Conf.08	16,96%
Conf.09	-0,09%

(autoria própria.)

Os resultados para a condição em análise (P_2) indicam uma alta variação nas respostas para as nove propostas, com variação percentual de 32,86% entre os valores extremos, a amostra (Conf.02) apresentou o melhor desempenho experimental, alta assimetria positiva demonstra uma maior concentração de valores de baixa magnitude indicando uma maior dissipação de energia mecânica na zona de compactação das amostras.

Não foram observadas correlações diretas entre as variações de dureza das amostras e as respostas encontradas para os testes de carregamento, refutando a hipótese de que a dureza Shore seria um parâmetro consistente para determinar as resposta do sistemas, a definição desse parâmetros isolados não permite compreender a correlação dos três tipos de compostos utilizados com a variação de taxa de carregamento.

5 CONCLUSÃO

O estudo apresenta uma proposta inicial de um sistema de amortecimento polimérico aplicado a muleta canadense com intuito de reduzir a incidência de carga sobre os membros superiores, o conceito de utilização de elastômeros encapsulados é pouco abordado na literatura e possui benefícios em relação aos demais métodos utilizados.

A utilização dos softwares CAD¹⁰ na modelagem do sistema durante as etapas iniciais de *designer* permitiram um aprimoramento do conceito e correções de aspectos não observados inicialmente.

A falta de dados sobre as características mecânicas dos compostos elastoméricos utilizados impossibilitou a realização de simulações por meio do métodos de elementos finitos, essas informações possibilitariam a modelagem analítica de variações geométricas dos discos amortecedores com uso de recursos computacionais, que permitam explorar diferentes soluções geométricas.

O sistema mecânico proposto apresentou correto funcionamento ao longo dos ensaios experimentais, atendendo aos requisitos solicitados na norma (ISO11334-1, 2007), é observado um superdimensionamento estrutural do dispositivo frente as baixas solicitações mecânicas observadas.

A aplicação de compostos moldáveis se mostra eficiente na construção dos discos amortecedores, os compostos reproduziram todos os detalhes presentes nas cavidades dos moldes, os controles aplicados permitiram baixa variabilidade entre as amostras validando os protocolos utilizados.

Os discos amortecedores não apresentaram danos estruturais externos aparentes para as cargas solicitadas, os testes realizados abordaram o estudo do comportamento do sistema sobre as condições de análise propostas não sendo consideradas as condições de uso contínuo.

O método utilizado neste estudo propõem um reconhecimento prévio das características da marcha por meio de modelagem matemática, a função estabelecida para o modelo da marcha assistida com muleta apresenta respostas equivalentes aos dados experimentais apresentados no estudo de (CAPECCI et al., 2015), estudos de consolidação e validação do modelo devem ser realizados considerando características de proporções anatômicas e diferentes graus de liberdade no movimento da muleta, permitindo uma análise diagnóstica da marcha.

A utilização da taxa de carregamento como métrica de análise proposta por (ROGERS, 2014) se mostra eficiente na compreensão dos resultados, o uso da análise estatística descritiva

¹⁰ *Computer-aided design* - software utilizado para melhorar a produtividade do *designer* para a fabricação por meio de modelagem em duas ou três dimensões, possibilita a construção e simulação de modelos virtuais, (TAO et al., 2017).

permite compreender as etapas do ciclo de carregamento e acompanhar os resultados para as configurações propostas.

Os resultados apontam o comportamento de amortecimento multifásico no sistema com baixo índice de deformação, a junção do amortecimento estrutural na fase de acomodação das amostras e amortecimento interno fluídico na fase de compactação agrega ao sistema a característica de alteração de comportamento com a variação da carga de entrada, este resultado é expressivo na fase de carregamento inicial representada pelo primeiro pico P_1 que apresenta maior magnitude de carga incidente, todas as amostras apresentaram redução da taxa de carregamento quando confrontadas com a amostra de controle, sendo que a amostra (Conf.06) apresentou o melhor resultado com redução de 78,79% da taxa de carregamento.

Para a condição de carregamento encontrada no pico P_2 apenas as amostras (Conf.01, Conf.02, Conf.03, Conf.04, Conf.06) obtiveram respostas superiores a 20%, o melhor resultado é apresentado pela amostra (Conf.02) com redução de 32,77%. Considerando os resultados para os dois momento de pico, conclui-se que a amostra (Conf.06) obteve o melhor resultado para os testes experimentais.

Os parâmetros de ensaios utilizados consideraram a situação extrema de marcha para um usuário de peso médio, com um comprimento de passada e velocidade de marcha críticos, como a condição de marcha é dinâmica estes parâmetros não devem ser manter contínuos e com sua redução a efetividade do sistema deve ser ampliada.

Os resultados dos testes de carregamento não estabelecem uma relação direta entre a dureza das amostras e a redução da taxa de carregamento, fatores como as variações geométricas dos discos amortecedores e composições dos diferentes materiais aplicados alteram as respostas encontradas não permitindo uma correlação direta entre os resultados.

Em meios gerais conclui-se que o sistema demonstra alta efetividade na redução da taxa de carregamento, fator este relatado na literatura como responsável pela origem de lesões oriundas da deambulação assistida por muleta canadense. O desenvolvimento do sistema de amortecimento primou pela aplicabilidade permitindo a adaptação a diferentes modelos de muletas comerciais e possibilitando a intercambiabilidade dos discos amortecedores como forma de alteração de resposta do sistema.

O caráter inicial e inovador do estudo denota a necessidade de realização de aprimoramento do método e sistemas propostos, porém a relevância do resultados encontrados para redução da taxa de carregamento demonstra a alta efetividade da proposta quando comparada com os métodos até então testados.

5.1 PERSPECTIVAS FUTURAS

O desenvolvimento de versões futuras do protótipo apresentado, devem explorar o uso de simulações computacionais com base nos esforços mecânicos levantado, a redução massa

do sistema deve ser um dos fatores considerados, pois evitará alterações no centro de massa da muleta que venham a comprometer a dinâmica da marcha, outros materiais de construção mecânica devem ser explorados.

A análise de aplicabilidade dos compostos ensaiados para a construção de um produto final deve ser condicionada a caracterização mecânica dos compostos e a realização de testes mecânicos que determinem o ciclo de vida efetivo dos discos amortecedores. É recomendado a realização de ensaios de fadiga cíclica por compressão dinâmica e ensaios de compressão estática, que permitiram a avaliação da capacidade de resiliência dos compostos.

A caracterização mecânica dos compostos podem fornecer dados que permitam modelar matematicamente as respostas do sistema, possibilitando confrontar dados analíticos e experimentais, permitindo subsidiar o estudo de correlação entre a redução das taxas de carregamento e os diferentes composto aplicados.

Estudos posteriores devem utilizar como base os resultados encontrados buscando a melhoria do sistema proposto com intuito de consolidá-lo como um produto final.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ABNT NBR-9050 . *NBR 9050: Acessibilidade a edificações, mobiliário, espaços e equipamentos urbanos*. Brasil, 2004. 34, 38
- BATENI, H.; MAKI, B. E. Assistive devices for balance and mobility: Benefits, demands, and adverse consequences. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 86, n. ja, p. null, 2004. 3, 4, 13, 14
- BOIANI, J. A. M. et al. Prescrição e uso de andadores para idosos: Uma demanda para o design ergonômico. *Blucher Design Proceedings*, v. 2, n. 1, p. 585–597, 2015. ISSN 2318-6968. Disponível em: <http://www.proceedings.blucher.com.br/article-details/prescrio-e-uso-de-andadores-para-idosos-uma-demanda-para-o-design-ergonomico-19018>. 2
- CAPECCI, D. et al. Crutch tip for swing-through crutch walking control based on a kinetic shape. In: *2015 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*. [S.l.: s.n.], 2015. p. 612–617. ISSN 1945-7898. 3, 4, 12, 13, 14, 24, 34, 39, 40, 44, 52, 64
- CUNHA, G. d. S. et al. Normalization of muscle strength and torque in children and adolescents. *Rev. bras. cineantropom. desempenho hum. (Online)*, v. 13, n. 06, 2011. ISSN 0003-9993. 21
- CUNHA, J. C. et al. O DESENVOLVIMENTO DE PESQUISAS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA NO NÍVEL DE GRADUAÇÃO NO UNICENP . *WCETE*, v. 15, 2004. 2
- DOOLEY, A.; MA, Y.; ZHANG, Y. The Effect of a Shock Absorber on Spatiotemporal Parameters and Ground Reaction Forces of Forearm Crutch Ambulation. *Assistive Technology*, v. 27, n. 4, p. 257–262, 2015. PMID: 26151882. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1080/10400435.2015.1045997>. 4, 5, 14, 15, 24, 26, 52
- FIGUEIRA, M. M. C. Identificação de outliers. *Millenium*, Instituto Politécnico de Viseu, 1998. 59
- FIGUEIREDO, M. et al. INFLUÊNCIA DA CARGA NAS FASES DA MARCHA TERRESTRE. *REVISTA da UIIPS*, v. 02, n. 02, 2014. ISSN 2182-9608. 8, 12, 14
- FISCHER, J. et al. Forearm pressure distribution during ambulation with elbow crutches: a cross-sectional study. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, v. 11, n. 1, p. 1–9, 2014. ISSN 1743-0003. 3, 4, 9, 15, 16, 17, 23
- GUIMARÃES, F. J. et al. Elaboration and validation of an assistive technology assessment questionnaire. *revista eletrônica de enfermagem*, v. 17, n. 2, p. null, 2015. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.5216/ree.v17i2.28815>. 1, 2
- ISO11334-1. *Assistive products for walking manipulated by one arm – Requirements and test methods*. Switzerland, 2007. v, vi, 4, 6, 9, 33, 64
- MACGILLIVRAY, M. K. et al. The influence of a polymer damper on swing-through crutch gait biomechanics. *Medical Engineering and Physics*, v. 38, n. ja, p. null, 2015. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.medengphy.2015.12.010>. 3, 4, 5, 14, 24, 26, 32, 52

MACIEL, D.; LAURO, C. H.; BRANDÃO, L. C. Usinagem de materiais poliméricos utilizando sistema de refrigeração com ar gelado. *CONGRESSO NACIONAL DE ENGENHARIA MECÂNICA*, APS, 2010. 29

MORAIS, A. F. et al. Non-newtonian fluid flow through three-dimensional disordered porous media. *Physical review letters*, APS, v. 103, n. 19, 2009. 27

NORDIN MARGARETA; FRANKEL, V. H. *Biomecânica Básica do Sistema Musculoesquelético*. 4th. ed. Brasil: Guanabara Koogan, 2014. v. 1. 428 p. ISBN 852770823X. 13

PACHECO, L. J.; REIS, J. M. L. dos. *Influencia da taxa de carregamento no comportamento mecânico do PEAD Reciclado*. Tese (Doutorado) — Dissertação M. Sc., UFF, Niterói, RJ, Brasil, 2013. 28

PERRY, J. *Análise de Marcha : Marcha Patológica*. 1th. ed. São Paulo: Manole, 2005. v. 2. 205 p. ISBN 9788520422854. 10

PINTO, A. F. et al. Comparison of the speed of a racing amputees with prosthesis use canadian crutches versus canadian crutches. *PERIÓDICO CIENTÍFICO DO NÚCLEO DE BIOCÊNCIAS CENTRO UNIVERSITÁRIO METODISTA IZABELA HENDRIX*, v. 01, n. 02, 2011. 20

POLESE, J. C. et al. Percepção de hemiplégicos crônicos sobre o uso de dispositivos auxiliares na marcha. *Revista Panamericana de Salud*, scielosp, v. 30, p. 204–208, 09 2011. ISSN 1020-4989. 3, 12

ROGERS, E. *Analysis of force distribution on upper body limbs during ambulation with crutches*. Dissertação (Mestrado) — Institute of Biomaterials and Biomedical Engineering University of Toronto, 2014. 11, 12, 24, 25, 26, 38, 52, 55, 64

ROGERS, E.; LEINEWEBER, M. J.; ANDRYSEK, J. Analysis of Terrain Effects on the Interfacial Force Distribution at the Hand and Forearm during Crutch Gait. *Assistive Technology*, v. 0, n. ja, p. null, 2016. PMID: 26854062. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1080/10400435.2016.1140691>. x, 3, 4, 8, 15, 18, 19, 20, 21, 22, 23, 24, 34, 48

SALA, D. et al. Crutch handle design: effect on palmar loads during ambulation. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, v. 79, n. 11, p. 1473—1476, November 1998. ISSN 0003-9993. Disponível em: [http://dx.doi.org/10.1016/S0003-9993\(98\)90247-7](http://dx.doi.org/10.1016/S0003-9993(98)90247-7). x, 17, 18, 22, 23

SASS, L.; POPESCU, I. Trajectories and laws of motion for a mechanism with two leading elements and two rrp dyads. In: TRANS TECH PUBL. *Applied Mechanics and Materials*. [S.l.], 2015. v. 809, p. 622–627. 39

SEGURA, A.; PIAZZA, S. J. Mechanics of ambulation with standard and spring-loaded crutches. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, Elsevier, v. 88, n. 9, p. 1159–1163, 2007. 24, 25, 26

SHORTELL, D. et al. The design of a compliant composite crutch. *Journal of rehabilitation research and development*, Superintendent of Documents, v. 38, n. 1, p. 23, 2001. 26, 38, 39

SIEGEL, C. et al. Contributions of ambient assisted living for health and quality of life in the elderly and care services - a qualitative analysis from the experts' perspective of care service professionals. *BMC Geriatrics*, v. 14, n. 1, p. 1–13, 2014. ISSN 1471-2318. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1186/1471-2318-14-112>. 1

- SILVA, S. O. A. Deficiência e Autoaceitação. *cbee*, v. 1, n. 7, 2014. 2
- SOARES, J. M. et al. Critical issues about the use of assistive technology by people with motor and/or physical disabilities in everyday. *3^o ergotrip design 2014*, v. 0, n. ja, p. null, 2014. 1, 2
- SOUSA, D. S. S. et al. ANÁLISE CLÍNICA DA MARCHA EXEMPLO DE APLICAÇÃO EM LABORATÓRIO DE MOVIMENTO. 2 *ENCONTRO NACIONAL DE BIOMECÂNICA*, v. 0, n. 0, 2007. 11, 14
- TAO, J. et al. Integration of life cycle assessment with computer-aided product development by a feature-based approach. *Journal of Cleaner Production*, Elsevier, v. 143, p. 1144–1164, 2017. 64
- VARISE, E. M. et al. Revision of the concepts about biped evolution with application in the physical therapy. *Revista Neurociências*, v. 0, n. 0, 2009. 10
- VENTURI, D. et al. Construção de um durômetro por rebote. *COBENGE*, 2014. 26
- VISUALBODY. *The Bones of the Lower Limbs*. [S.l.]: <http://learn.visiblebody.com/skeleton/appendicular-skeletoni.>, 2015. 15
- ZHAO, H.; ALLANSON, D.; REN, X. Use of shore hardness tests for in-process properties estimation/monitoring of silicone rubbers. *Journal of Materials Science and Chemical Engineering*, Scientific Research Publishing, v. 3, n. 07, p. 142, 2015. 31