

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO ESCOLA POLITÉCNICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA**

**DESENVOLVIMENTO DE MULETA ADAPTADA A ESCADAS PARA
PACIENTES COM PARALISIA CEREBRAL**

Gabriel de Oliveira Vasques Lopes

São Paulo
2017

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO ESCOLA POLITÉCNICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA**

**DESENVOLVIMENTO DE MULETA ADAPTADA A ESCADAS PARA
PACIENTES COM PARALISIA CEREBRAL**

Trabalho de formatura apresentado à Escola
Politécnica da Universidade de São Paulo para
obtenção do título de Graduação em Engenharia

Gabriel de Oliveira Vasques Lopes

Orientador: Prof. Dr. Raúl González Lima

Área de Concentração:
Engenharia Mecânica

São Paulo

2017

Catalogação-na-publicação

Lopes, Gabriel
DESENVOLVIMENTO DE MULETA ADAPTADA A ESCADAS PARA
PACIENTES COM PARALISIA CEREBRAL / G. Lopes -- São Paulo, 2017.
34 p.

Trabalho de Formatura - Escola Politécnica da Universidade de São
Paulo. Departamento de Engenharia Mecânica.

1.Acessibilidade ao meio físico 2.Paralisia cerebral 3.Desenvolvimento de
produtos 4.Montagem do produto I.Universidade de São Paulo. Escola
Politécnica. Departamento de Engenharia Mecânica II.t.

RESUMO

A capacidade de se locomover de forma independente é fator fundamental na melhora da qualidade de vida das pessoas. No entanto, alguns portadores de paralisia cerebral têm essa independência restringida. Sua locomoção é auxiliada por muletas que não são adaptadas à superação de obstáculos rotineiros, como escadas. Este trabalho tem por objetivo desenvolver uma muleta adaptada a subida de escadas, a fim de aumentar a independência desses portadores de paralisia cerebral. A partir da análise de mecanismos existentes e do estudo de pontos de melhoria em seus projetos, propostas foram avaliadas de modo a determinar sua viabilidade de adaptação às muletas. A avaliação técnica se baseou na verificação da efetividade do projeto, se ele soluciona o problema inicial e nos métodos de fabricação empregados para sua construção. Por fim, com o melhor projeto determinado, um protótipo foi construído, testado e aprimorado para que melhor se adequasse ao público alvo.

ABSTRACT

The capability of independent locomotion is fundamental in the improvement of people quality of life. However, some patients with cerebral palsy don't have this independency. Their locomotion is aided by crutches that are not adapted to some daily obstacles, like stairs. This paper's objective is to develop a crutche adapted to climb stairs, this way it can increase the independency of those patients with cerebral palsy. Analyling mechanisms and improving their projects, it will be possible to determine if they can be adapted to the crutches. The tecnical avaliation will enable the project effectiveness, if it solves the initial problem and if it can be produced easily. Finally, when the Project is ready, a prototype will be biult, tested and improved to the specifications of the taget audience.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 Muletas dos tipos auxiliar e canadense.....	1
Figura 2 Muleta com os furos de regulagem.....	4
Figura 3 Modo de andar com muletas.....	5
Figura 4 Muletas canadenses em escadas, método convencional.....	8
Figura 5 Método indicado por profissionais de saúde.	9
Figura 6 Dimensões do catálogo da Guardian para muletas canadenses.	12
Figura 7 Muleta adaptada à escadas ^[15]	13
Figura 8 Muleta adaptada a escadas. ^[16]	14
Figura 9 Mecanismo para retração da muleta ^[17]	14
Figura 10 Caneta "click"	15
Figura 11 Peças da Caneta	16
Figura 12 Carrinho da mala com mecanismo	17
Figura 13 Mecanismo da muleta	18
Figura 14 Pontos críticos da muleta	20
Figura 15 Protótipos da muleta	22
Figura 16 Dobra do braço (sem redução).....	23
Figura 17 Inclinação do braço (com redução).....	23

SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO.....	1
2.	OBJETIVOS.....	3
3.	CONTEXTUALIZAÇÃO	4
3.1.	Muletas.....	4
3.2.	Modo de andar	5
3.3.	Modo de andar – Paralisia cerebral	6
3.4.	Ergonomia	7
3.5.	Utilização de muletas em escadas	7
3.6.	Utilização de muletas em escadas – Paralisia cerebral	9
4.	ESPECIFICAÇÃO DO PROBLEMA	10
5.	ESPECIFICAÇÕES DA MULETA	11
5.1.	Muleta retrátil	11
5.2.	Haste retrátil.....	11
5.3.	Componentes de uma muleta padrão.....	12
5.4.	Dimensões da muleta	12
5.5.	Análise de patentes.....	13
5.6.	Possíveis soluções	15
6.	APLICAÇÃO DA SOLUÇÃO	18
6.1.	Adaptação do mecanismo.....	18
6.2.	Material.....	19
7.	RESULTADOS	22
7.1.	Protótipo	22
7.2.	Testes.....	23
8.	CONCLUSÃO	25
9.	BIBLIOGRAFIA:	26

1. INTRODUÇÃO

Há muitos anos, dispositivos de auxílio à locomoção são prescritos à parcela da população que apresenta distúrbios musculares, ósseos ou neurológicos^[1]. Dentre esses dispositivos, destacam-se as muletas por sua fácil utilização e melhor adequação às necessidades do enfermo. Funcionalmente, as muletas necessitam suportar o corpo durante a locomoção e transmitem cerca de 80% do peso do corpo^[2], aumentando, assim, a estabilidade, o suporte e a propulsão do usuário^[2].

Dentre os diversos tipos de muletas, as mais comuns são as muletas canadenses e as auxiliares (figura 1). Muletas canadenses são normalmente utilizadas em casos de lesão crônica ou permanente, por promoverem maior mobilidade e estabilidade ao usuário^[3]. Muletas auxiliares são mais indicadas para lesões de curto tempo. No entanto, muletas canadenses estão sendo mais prescritas, nos últimos anos, tanto para lesões de longo quanto de curto prazo, devido à maior mobilidade que possibilita aos braços e às pernas^[4]. Desta forma, é indicada para alguns portadores de paralisia cerebral.



Figura 1 Muletas dos tipos auxiliar e canadense

A paralisia cerebral é uma doença incurável, motora e postural resultada de uma lesão não progressiva no sistema nervoso central^[5]. Essa lesão é proveniente de uma debilitação ou uma anormalidade no desenvolvimento do cérebro imaturo^[6]. Estabilizada nos últimos 40 anos, sua incidência varia de 2 a 3,5 casos entre 1000 recém-nascidos^[7].

O sintoma primordial da paralisia cerebral é a deficiência das funções motoras do paciente, tais como a de andar^[8]. Outro sintoma pertinente é o retardo mental, que afeta 52% dos casos de paralisia cerebral^[9]. Devido à sua complexidade, a paralisia cerebral pode ser classificada baseada em vários fatores; dentre eles, o GMFCSCP, Gross Motor Function Classification System for Cerebral Palsy, que se baseia na capacidade do indivíduo andar e sentar por conta própria. Esse sistema de classificação é dividido em cinco níveis. Os dois primeiros englobam portadores que não necessitam de auxílio para se locomover. Os dois últimos níveis abrangem portadores que necessitam de cadeira de rodas e não conseguem subir escadas por conta própria. Finalmente, os portadores caracterizados pelo nível 3 apresentam capacidade de andar com dispositivo auxiliar, muletas, e subir escadas segurando o corrimão^{[10][11]}; no entanto, apresentam dificuldades ao subir escadas com as muletas convencionais, canadenses, devido a não adequação de tais muletas às escadas e ao fato de não conseguirem utilizar o corrimão enquanto carregam as muletas .

Desta forma, o presente projeto objetiva a elaboração de uma muleta que facilite os processos de subida de escadas para portadores de paralisia cerebral classificados pelo GMFCSCP como nível 3. Portanto, para que não haja a repetição da especificação do nível da doença no paciente, assim que houver, neste documento, menção a pacientes com paralisia cerebral, se referirá a pacientes com paralisia cerebral classificados pelo GMFCSCP como nível 3.

Uma vez que as muletas convencionais não são adaptadas a escadas e que os portadores de paralisia cerebral representam apenas uma parcela da população que necessita de muletas, o projeto terá como foco a adequação voltada aos pacientes com paralisia cerebral mas resultará em um produto para utilização de outros pacientes que também utilizam muletas.

2. OBJETIVOS

O presente trabalho tem como objetivo desenvolver uma muleta capaz de auxiliar pacientes com paralisia cerebral a subir escadas. Seu custo deve ser mínimo para que o produto se torne acessível ao máximo de usuários possível e seu peso e estrutura devem se assemelhar ao de muletas já existentes.

Atualmente, existem modelos de muletas adaptadas a escadas, no entanto, estas não se adequam a necessidade de pacientes com paralisia cerebral. Isto ocorre, devido a diferença de função e do modo de utilização das muletas quando utilizadas por pacientes com paralisia cerebral.

Assim, o trabalho caracterizou, primeiramente, a diferença na necessidade apresentada por pacientes com paralisia cerebral. Uma vez caracterizada a diferença, foram determinadas as especificações técnicas gerais que a solução deve atender.

Nas seguintes etapas do projeto, alternativas de soluções foram propostas e analisadas, para assim, identificar uma solução com potencial para ser trabalhada e desenvolvida.

Por fim, um protótipo da solução escolhida foi construído e testado. As melhorias perceptíveis com o teste foram efetuadas, de modo que o protótipo final atendesse de fato às necessidades dos pacientes com paralisia cerebral.

3. CONTEXTUALIZAÇÃO

3.1. Muletas

Muletas tem a função de auxiliar na locomoção. Devido à variação das características físicas de seus usuários na altura e no comprimento de braço, as muletas necessitam de mecanismos de regulagem, tanto para seu comprimento quanto para a localização dos apoios de mão e antebraço.

Nas muletas convencionais, a regulagem de altura é efetuada por meio de furos localizados na extremidade inferior da muleta. Dessa forma, escolhe-se o furo que melhor adequa a o usuário à altura da muleta e fixa os componentes por meio de um parafuso e uma porca. Da mesma forma, os apoios de mão e antebraço são ajustados em um dos furos disponibilizados pelo fabricante^[12](figura 2).



Figura 2 Muleta com os furos de regulagem

As muletas convencionais apresentam dois principais problemas. O primeiro se baseia na dificuldade de se regular os ajustes necessários e por não ser possível regulá-los de forma dinâmica. Por fim, o segundo problema se resume na sua falta de adaptação a obstáculos, tais como degraus.

Portanto, o aprimoramento de muletas continua sendo necessário. Há a necessidade de tornar o ajuste mais fácil e dinâmico, capaz de adequar o tamanho da muleta para cada obstáculo diferente do percurso, principalmente de escadas.

3.2. Modo de andar

Ao se observar o modo de andar das pessoas, é possível considerar que seus passos são dados de forma periódica. Sendo assim, seu ciclo pode ser dividido em duas fases: estática e dinâmica. A primeira fase do ciclo é a estática, que pode ser definida pelo período em que o pé (ou muleta) toca o chão. Em contrapartida, a fase dinâmica é definida pelo período de tempo em que o pé (ou muleta) não está no chão. Nos casos com muletas, o modo de andar consiste na alternância de fases entre os períodos das muletas e dos membros inferiores. De modo que quando as muletas estão na fase estática os membros inferiores estão na fase dinâmica e quando os membros inferiores então na fase dinâmica as muletas estão na fase estática. Particularmente interessante notar que ao andar com muletas, a pessoa se comporta como um pêndulo invertido, em outras palavras, como um sistema dinamicamente instável. Durante esse período, o usuário tira os dois pés do chão, ficando vulnerável a instabilidade e queda. O componente de elevação de escadas e rampas somente potencializa essa instabilidade. Enquanto diversos estudos se pautam na análise do modo de andar com muletas^[13], pouco se encontra sobre a utilização de muletas em escadas^[4]. A figura 3, a seguir, representa os dois únicos momentos em que tanto a perna quanto as muletas estão em suas fases estáticas, nos demais momentos ou as pernas se situam na fase dinâmica, enquanto as muletas ficam fixas no chão, ou as muletas se situam na fase dinâmica, enquanto as pernas, ou perna, ficam fixas no chão.



Figura 3 Modo de andar com muletas

3.3. Modo de andar – Paralisia cerebral

Comparativamente, com a utilização de muletas, o modo de andar de pacientes com paralisia cerebral difere do modo de andar de pacientes que apresentam uma das pernas inapta, como em caso de fraturas ou cirurgia em joelho, por exemplo. Dessa forma, há a necessidade da especificação dessa diferença.

Pacientes que apresentam uma das pernas inapta à pressão do corpo, principalmente no momento de se locomover, fazem, como mencionado anteriormente, um movimento periódico em que há a alternância entre a fase estática e dinâmica. No qual, a dinâmica se caracteriza pela fase de maior instabilidade do usuário.

Em contrapartida, pacientes com paralisia cerebral podem apoiar as duas pernas no chão, mas apresentam dificuldades motoras nessa locomoção. Desta forma, há uma diferença significativa na sua locomoção. Ela se divide em duas etapas que se repetem durante o processo. A primeira etapa consiste no apoio das duas muletas à frente do corpo, nesta etapa o tronco do corpo arca para a frente e o centro de massa horizontal do paciente fica entre as muletas e as pernas. Na segunda etapa, o paciente alivia a pressão dos pés e a transfere às muletas, facilitando, assim, o movimento intercalado dos dois pés para a frente.

Outra forma analisada é a de pacientes com paralisia cerebral que apresentam limitações de coordenação motora maiores em um dos lados do corpo. Este caso, apresenta também variação no modo de andar que divide-se em duas etapas. A primeira consiste no passo da perna que apresenta maior facilidade de movimento em sincronia com o movimento das muletas para a frente. Com as muletas e a primeira perna apoiadas, o paciente faz o movimento da perna que apresenta maior dificuldade.

A utilização de muletas por pacientes com paralisia cerebral se baseia no apoio do corpo, de modo a tirar a pressão do peso corporal nas pernas e facilitar suas mobilidades.

3.4. Ergonomia

Quando uma pessoa caminha sem o auxílio de muletas, o peso do seu corpo se distribui entre seus dois membros inferiores, que se alternam à frente e atrás do corpo para contrabalancear e manter o centro de massa horizontal junto do tronco do corpo.

Quando uma pessoa utiliza duas muletas para caminhar e tem suas funções motoras em pleno funcionamento mas uma das pernas incapacitada, posiciona as muletas à frente do corpo, projeta o corpo para frente, a fim de reposicionar o centro de massa de seu corpo para perto da muleta e impulsiona com a perna hábil, fazendo o movimento de um pêndulo invertido. Dessa forma, quando utilizam-se muletas, o impulso é dado apenas pela perna apta e a muleta ajuda o movimento como apoio. Sendo assim, a ergonomia facilita a locomoção de pessoas capazes de caminhar sem auxílio de muletas, uma vez que a muleta serve apenas de apoio e não é projetada para dobrar durante o movimento, proporcionando um modelo instável.

Por fim, quando um paciente com paralisia cerebral utiliza muletas para se locomover, posiciona as muletas à sua frente, inclina o corpo para deslocar o centro de massa para mais próximo das muletas e efetua passos pequenos em direção às muletas. Com isso, nota-se que durante todo o momento em que as pernas se movem, o corpo tem seu peso distribuído entre as pernas e as muletas. Ressalta-se, também, que há mecanicamente a necessidade da inclinação do corpo e, para que o esforço nos braços seja mínimo, do alinhamento dos braços esticados e da linha de centro da muleta. Sendo assim, as muletas, para pacientes com paralisia cerebral, têm a função de diminuir a pressão das pernas e facilitar seu movimento. Ou seja, ergonomicamente os pacientes com paralisia cerebral apresentam um modo de andar com muletas mais estável e simples que o de pacientes de muletas e modo de andar sem paralisia.

3.5. Utilização de muletas em escadas

Ao utilizar-se muletas canadenses em escadas, a destreza requerida pelo usuário é muito maior, já que não há a mesma ergonomia. Isso se deve ao fato de que ao colocar a muleta à frente do corpo, como costuma-se utilizar em superfícies planas, o paciente necessita posicionar a muleta no degrau superior. Dessa forma, o usuário não consegue manter seus braços esticados, precisa dobrar os cotovelos, assim como

pode ser visto na figura 4, e a força que antes era exercida apenas pelo punho e transmitida pelo braço esticado, tem de ser aplicada também pelos braços, devido a essa dobra do cotovelo.



Figura 4 Muletas canadenses em escadas, método convencional.

Quando muletas são receitadas, diversas recomendações de uso são passadas ao paciente. Dentre elas, as mais enfatizadas são as de como utilizar as escadas. Para subir, é necessário posicionar as duas muletas no degrau em que o usuário se encontra e, com a força dos braços, impulsionar os membros inferiores para o degrau de cima. Para descer, deve-se colocar as muletas no degrau inferior e dar um passo para o mesmo degrau das muletas^[14]. No entanto, esse modo de uso requer muita destreza, característica que não são particular dos portadores de paralisia cerebral. A figura 5, a seguir, representa a subida e descida de escadas com a utilização de muletas.



Figura 5 Método indicado por profissionais de saúde.

3.6. Utilização de muletas em escadas – Paralisia cerebral

O tópico anterior mencionou dois métodos utilizados para subir escadas com a muleta canadense. O primeiro consiste na aplicação do método convencional do modo de andar com muletas e o segundo é recomendado por ser mais fácil ao usuário.

Ao analisar-se o primeiro método, os pacientes com paralisia cerebral não têm a destreza necessária para utilizar esse método devido à maior dificuldade que a dobra do cotovelo impõe. Já o segundo método, propõe que o usuário posicione as muletas no mesmo degrau do usuário, não possibilitando assim, a inclinação de seu corpo e a utilização das muletas como apoio à sua frente. Dessa forma, esse método não satisfaz as necessidades do modo de andar com muletas dos pacientes com paralisia cerebral.

Por conta disso, as muletas canadenses, apesar de satisfazerem as necessidades de pessoas com lesões em uma das pernas, não se adequam à utilização de portadores de paralisia cerebral. O maior problema, portanto, consiste no fato de pacientes com paralisia cerebral não conseguirem nem utilizar muletas do modo indicado em escadas, nem utilizar o corrimão ao carregar as muletas.

4. ESPECIFICAÇÃO DO PROBLEMA

O modo de andar em superfícies planas de pacientes com paralisia cerebral é diferente do pacientes com uma perna inapta. Em seu caso, como explicado anteriormente, as muletas são colocadas à frente do copo, o tronco se inclina para a frente de forma a tirar parte do seu peso das pernas e direcioná-lo às muletas. Dessa forma, só é possível a utilização da muleta para divisão do peso do corpo porque o corpo se inclinou para a frente e a linha de centro da muleta e os braços estão perfeitamente alinhados.

Quando essas mesmas muletas são utilizadas em escadas, não é possível conciliar o posicionamento das muletas à frente do usuário, a inclinação do corpo e o alinhamento entre muleta e braços. Ao se posicionar as muletas à frente do corpo e incliná-lo para a frente, não há como alinhar as muletas ao braço, a distância entre o ponto de apoio e o ombro é menor que o comprimento do braço, impossibilitando seu alinhamento. Por conta disso, se torna inviável a utilização dessas muletas por pacientes com paralisia cerebral.

5. ESPECIFICAÇÕES DA MULETA

5.1. Muleta retrátil

Para que seja possível a solução do problema, há a necessidade de uma variação estrutural na muleta. Essa variação necessita ser capaz de fornecer a mesma função que a muleta convencional em locais planos e auxiliar o usuário na subida de escadas.

Como a utilização em locais planos da muleta convencional se adequa às necessidades dos usuários e não há mudanças físicas significativas necessárias para seu uso, a muleta desenvolvida apresentará a mesma configuração da muleta convencional quando utilizada em locais planos.

Nas escadas, a utilização da muleta desenvolvida nesse projeto deve possibilitar que três condições, previamente mencionadas, sejam satisfeitas: o posicionamento das muletas à frente do usuário, a inclinação do corpo do usuário para a frente e o alinhamento entre muleta e braços. Dessa forma, ao se analisar a razão dessas condições não coincidirem durante, principalmente, a subida de escadas, nota-se que as muletas apresentam um comprimento maior que o necessário. Sendo assim, para que seja possível a utilização dessa muleta na escada, a muleta necessita se retrair logo antes da subida e retornar ao seu comprimento usual após a subida.

Portanto, a solução do problema será possível com o desenvolvimento de uma muleta retrátil. Ela necessitará de um controle de fácil aplicação que possibilite em um comando o movimento de retração da muleta e em outro comando a volta ao seu comprimento original.

5.2. Haste retrátil

A retração da haste necessita ser suficiente para compensar a elevação proveniente do degrau da escada. Segundo a Norma NBR9077, o degrau de uma escada deve ter entre 16cm e 18cm. Portanto, para que a retração seja suficiente para se adequar a elevação do degrau junto com a diferença angular entre a muleta e o piso, adota-se uma retração de 17cm.

5.3. Componentes de uma muleta padrão

Com o intuito de observar as principais características de utilização de uma muleta canadense, é necessário identificar suas principais peças e suas funções, para que o projeto final também contemple as funções de uma muleta padrão.

Os componentes de uma muleta canadense padrão são:

- Hastes leves de alumínio.
- Braçadeira com ou sem regulagem.
- Pino de segurança regulável.
- Ponteira aderente resistente e flexível de borracha.
- Apoio para a mão.

5.4. Dimensões da muleta

O dimensionamento da muleta, assim como mencionado anteriormente, se baseará nas muletas canadense convencionais, que já apresentam sua funcionalidade otimizada. Dessa forma, como a dimensão das muletas varia de acordo com a empresa fabricante e o tamanho do usuário, as dimensões da muleta desenvolvida em sua fase alongada serão baseadas no catálogo da empresa Guardian e na utilização de um adulto, como pode-se observar na figura 6.

Muletas canadenses					
Tamanho	Altura aproximada do usuário	Ajuste de altura	Peso da muleta	Ajuste	Peso máximo
Adulto alto	178-198 cm	89 - 104 cm	2 kg	24 - 28 cm	136 kg
Adulto	152 - 183 cm	76 - 91 cm	2 kg	24 - 28 cm	136 kg
Jovem	127-158 cm	64 - 79 cm	1,8 kg	22 - 25 cm	136 kg
Criança	97- 137 cm	48 - 69 cm	1,1 kg	22 - 25 cm	91 kg

Figura 6 Dimensões do catálogo da Guardian para muletas canadenses.

Apesar das dimensões utilizadas nesse documento serem tanto de um fabricante específico quanto de um tamanho específico, o mecanismo de retração será desenvolvido de modo a se adaptar facilmente a qualquer muleta do tipo canadense.

Portanto, a muleta desenvolvida será conveniente para usuários de aproximadamente entre 152 cm e 183 cm; sua altura poderá ser ajustada de 76 cm a 91 cm; seu peso será de 2 kg; sua capacidade máxima de carga admissível será de 136 kg.

5.5. Análise de patentes

Para possibilitar a determinação de possíveis mecanismos para a retração da muleta desenvolvida, um estudo de patentes e de mecanismos semelhantes existentes foi realizado. Dentre as patentes pesquisadas, duas delas se assemelha ao problema analisado, de modo que são muletas adaptadas a escadas. Quanto a mecanismos semelhantes, um deles se assemelha ao propósito desse trabalho e representa uma muleta retrátil.

“US 2771089 A”: patente que consiste em um mecanismo que além da estrutura padrão da muleta, apresenta uma haste auxiliar. Dessa forma, a muleta pode ser apoiada em dois degraus consecutivos e gerar mais estabilidade ao usuário, como pode-se analisar na figura 7.

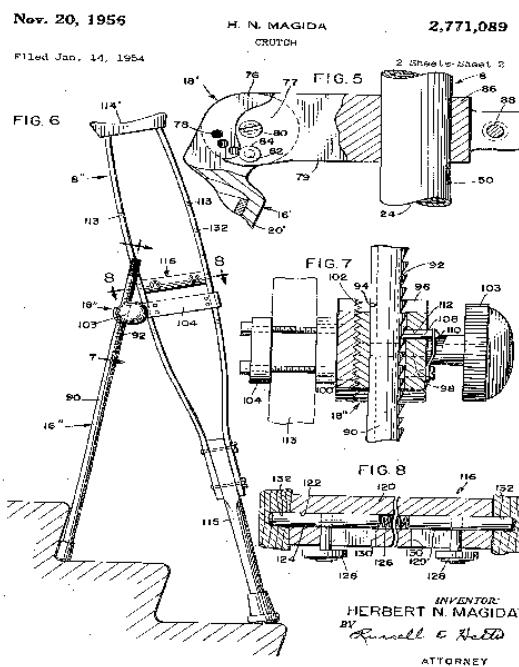


Figura 7 Muleta adaptada à escadas [15]

“US 7357139 B2”: patente que consiste em uma muleta cuja haste é capaz de dobrar. Dessa forma o ponteiro da muleta sempre se encontra paralelo ao piso, gerando maior estabilidade ao usuário, como indicado na figura 8.

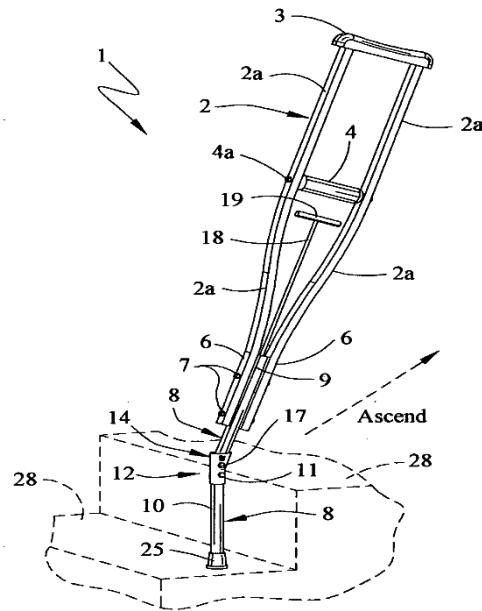


Figura 8 Muleta adaptada a escadas.^[16]

Mecanismo existente que consiste em uma muleta retrátil que possibilita o movimento relativo dos dois tubos que compõem a haste da muleta. Ele utiliza um mecanismo de trava e uma mola, dessa forma é possível aumentar ou diminuir o tamanho da muleta, como pode-se observar na figura 9.

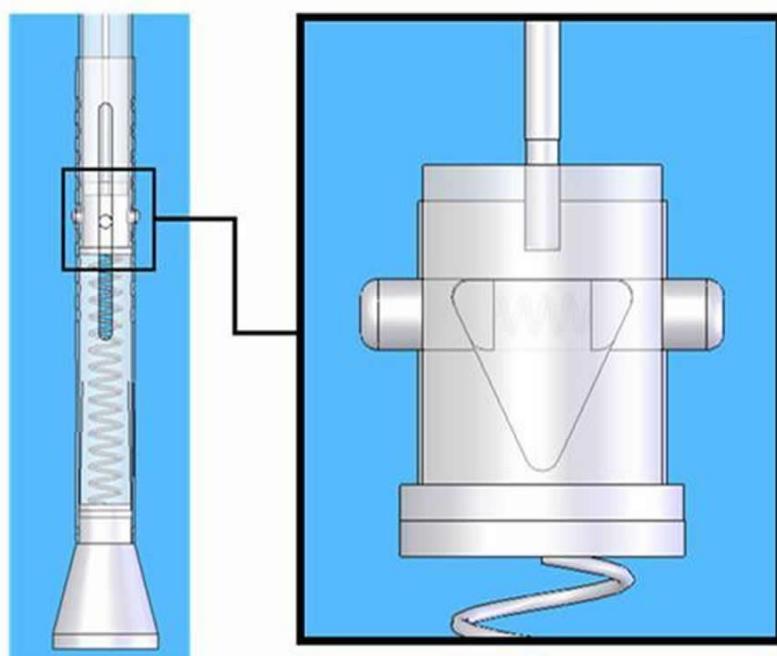


Figura 9 Mecanismo para retração da muleta^[17].

5.6. Possíveis soluções

Para que fosse possível chegar na melhor solução, algumas diferentes ideias foram propostas e estudadas. Dessa forma, houve o amadurecimento do projeto e a possibilidade de determinar um produto que se adequasse às necessidades dos usuários, aos custos de fabricação e às especificações técnicas.

5.6.1. Primeira proposta: mecanismo com motor elétrico

No início do projeto pensou-se em acoplar um motor elétrico ou motor de passo na muleta e acionar a variação de comprimento por um botão. Além do botão e do motor, seria necessário posicionar um arduino e uma bateria em cada muleta.

Essa proposta foi logo descartada devido a alguns problemas práticos. O peso da muleta aumentaria significativamente, a muleta não apresenta um local de fácil posicionamento das diversas peças necessárias, o usuário teria de carregar regularmente a bateria e o mecanismo teria de ser muito bem vedado para o uso em água ou locais úmidos.

5.6.2. Segunda proposta:

Ao analisar que o mecanismo com motor elétrico não atendia a algumas restrições, concluiu-se que o mecanismo necessitava ser puramente mecânico. Desta forma seria possível obter um produto simples e funcional. Por isso, pensou-se nos mecanismos existentes no mercado mas aplicado em outros produtos.

5.6.2.1. Mecanismo da caneta “click”

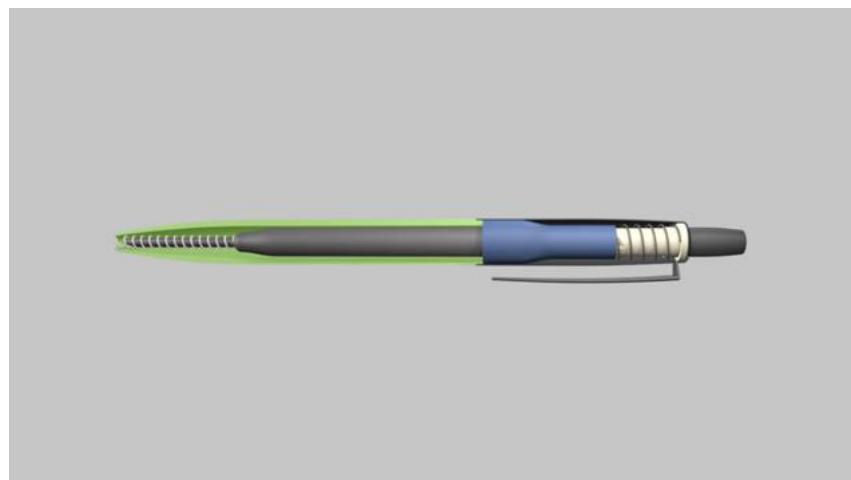


Figura 10 Caneta "click"

As canetas “click” têm um mecanismo que se assemelha ao proposto nesse projeto. Ele é acionado por um botão na extremidade superior e modifica a estrutura da extremidade inferior. Possibilita uma fácil mudança na posição do tubo interno da caneta, tanto para cima quanto para baixo, aumentando e diminuindo o comprimento da caneta. Sua funcionalidade depende principalmente de três peças complexas, como na figura 11, e duas molas.

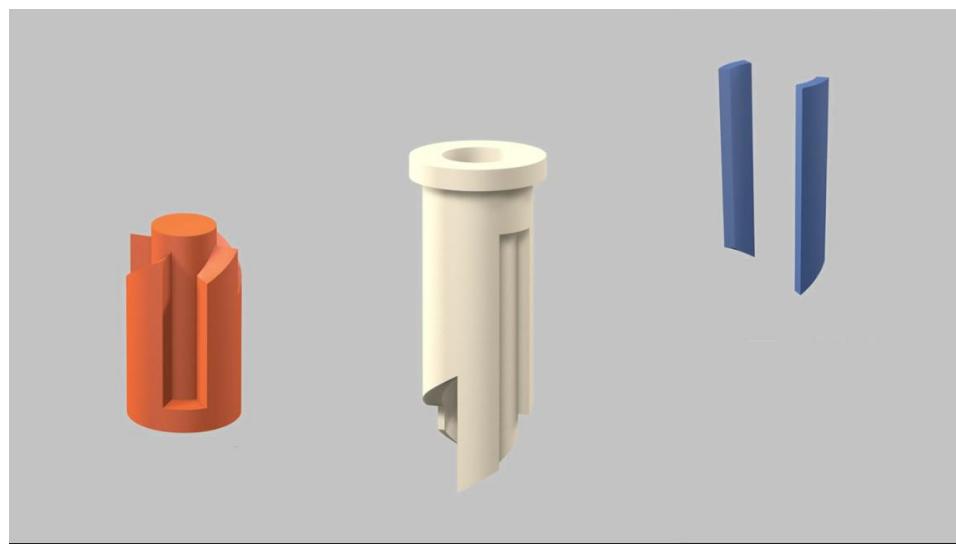


Figura 11 Peças da Caneta

Ao estudar uma possível adaptação do mecanismo da caneta à muleta, deparou-se com um problema estrutural que não se adequa às especificações da muleta. Ela advém da diferença do tamanho da mudança de comprimento. O comprimento da caneta muda cerca de 5 mm, já a mudança da muleta seria de 17 cm. Isso implica na variação necessária para o acionamento do botão. Para que esse mecanismo funcione, o botão tem de se deslocar mais que a variação de comprimento, na caneta isso não é um problema, uma vez que a variação do comprimento é pequena, 5 mm, já na muleta, o botão teria de deslocar mais de 17 cm, portanto, seria inviável seu acionamento.

5.6.2.2. Mecanismo da mala

Algumas malas de haste têm um mecanismo que auxilia na extensão ou redução de seu comprimento. O mecanismo é composto basicamente por um botão, dois tubos de diâmetros diferentes e um pino para impedir a movimentação entre os tubos. Dentro do tubo superior, entre o botão e o sistema de molas, há uma haste que interliga o botão da parte superior do tubo com o botão de acionamento de sistema de molas. O pino se

mantém estendido por um sistema de molas. Quando o botão, localizado na extremidade superior, é acionado, o sistema de molas é pressionado e recolhe o pino, localizado na parte inferior do tubo que se conecta ao botão, possibilitando assim o deslocamento entre os tubos.



Figura 12 Carrinho da mala com mecanismo

A figura 12 demonstra o mecanismo: à esquerda é possível observar que os tubos estão na posição estendida, utilizada para o momento de locomoção da mala, e à direita nota-se que estes tubos estão recolhidos. No topo do tubo, junto ao pegador, nota-se o botão de acionamento, utilizado tanto para estender o conjunto de tubos quanto para recolhe-lo.

6. APLICAÇÃO DA SOLUÇÃO

6.1. Adaptação do mecanismo

Dentre os mecanismos analisados, o mecanismo da mala foi o que mais se adequou à necessidade apresentada. A muleta deveria apresentar um dispositivo localizado próximo a mão do usuário que possibilitasse o deslocamento entre os tubos, tanto para recolher quanto para estender. Desta forma, foi necessário estudar como adaptá-lo à muleta convencional de forma simples e que sua utilização seja prática.

O primeiro passo foi especificar onde seria feita a mudança de comprimento sem prejudicar o ajuste de altura. Dois ajustes são necessários, o ajuste convencional, que adequa a muleta à altura do usuário, e o ajuste às escadas. Portanto, optou-se que o ajuste fosse acima do ajuste convencional.

Em seguida houve a necessidade de estudar como adaptar o dispositivo, uma vez que não seria possível utilizar um botão na extremidade do tubo, como no mecanismo das malas. O princípio do mecanismo se baseou na utilização da haste interna para pressionar o botão do sistema de molas, localizado no interior dos tubos. Desta forma, seria necessário algum dispositivo que pressionasse esta haste. No entanto, um dispositivo que exigisse que o usuário pressionasse a haste diretamente não seria funcional. Para que o dispositivo se adequasse mais às necessidades do usuário, observou-se que é muito mais funcional um dispositivo de puxar e não de empurrar. Desta forma chegou-se ao seguinte projeto de dispositivo da figura 13:

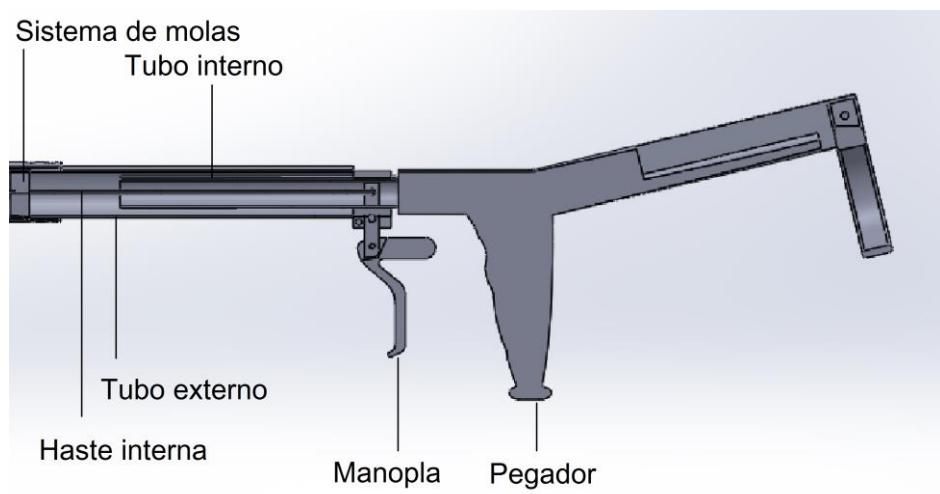


Figura 13 Mecanismo da muleta

Onde o usuário utiliza uma manopla de bicicleta para acionar o mecanismo e a manopla se conecta à haste interna por meio de uma alavanca. Além dos itens citados, uma mola entre o tubo interno e a haste foi introduzida para facilitar a volta do mecanismo a sua posição original.

A fim de que o projeto fosse concluído, foi necessário especificar a funcionalidade da muleta. Desta forma, para que o comprimento da muleta diminuisse, o usuário precisaria acionar o dispositivo e pressionar a ponta da muleta contra o chão com uma força suficiente para vencer tanto a força da mola quanto a da gravidade que atua na parte inferior da muleta. Para que a muleta voltasse ao tamanho original o usuário deveria apenas acionar o dispositivo e deixar que a mola e a gravidade empurrassem a parte inferior da muleta a sua posição original.

6.2. Material

Assim como mencionado anteriormente: a muleta desenvolvida será conveniente para usuários de aproximadamente entre 152 cm e 183 cm; sua altura poderá ser ajustada de 76 cm a 91 cm; seu peso será de aproximadamente 2 kg; sua capacidade máxima de carga admissível será de 136 kg.

Dessa forma, pretende-se utilizar o mesmo material das muletas convencionais para a construção da muleta retrátil. Sendo assim, há a necessidade de estudar os esforços nos pontos mais críticos da muleta, a haste, dividida em 3 tubos, e os pinos de sustentação entre cada par de tubos, como representado na figura 14.

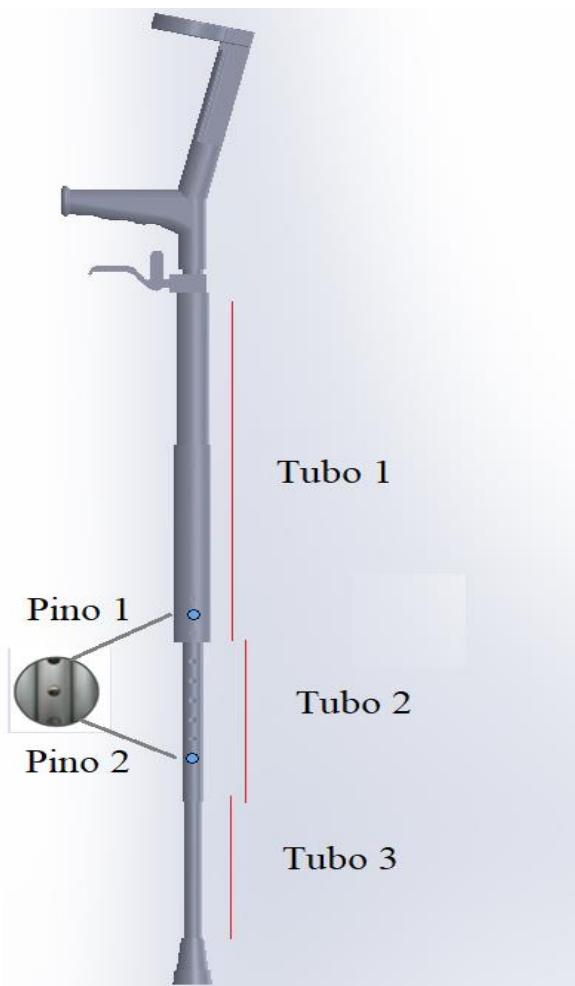


Figura 14 Pontos críticos da muleta

Algumas hastes de muletas pesquisadas são construídas com ligas de alumínio. As ligas de alumínio são muito utilizadas industrialmente, apesar de ter sua dureza menor que a de aços. Além de não se tornar frágil e manter a ductilidade em baixas temperaturas. Desta forma, optou-se pela liga de alumínio: Alumínio 2024, que apresenta resistência à compressão de 450MPa^[18].

Da mesma forma, os pinos nas muletas pesquisadas são feitos de aço. O aço é uma liga de ferro composta com pequena porcentagem de carbono. É reciclado com alta frequência e utilizado na indústria como diversas ligas. Com isso, o aço escolhido foi o Aço 1045, que apresenta resistência ao cisalhamento de 878MPa^[18].

As principais solicitações sofridas pelos tubos é a compressão e dos pinos a força cisalhante, portanto:

a) Compressão:

$$F = \sigma \cdot A$$

$$F = 450 MPa \cdot 10,5 \times 10^{-5} m^2$$

$$F \approx 5000 N$$

b) Cisalhamento:

$$F = \tau \cdot A$$

$$F = 878 MPa \cdot 10,5 \times 10^{-5} m^2$$

$$F \approx 9000 N$$

Portanto, para uma pessoa com massa de 136kg (em torno de 1330N), os tubos e os pinos apresentam, aproximadamente, um coeficiente de segurança de 4 e 7 respectivamente.

7. RESULTADOS

7.1. Protótipo

Com o projeto elaborado, o protótipo precisava ser construído para testar o mecanismo, se ele seria ergonômico e se a redução da muleta realmente ajudaria na subida de escadas.

Para a construção comprou-se duas muletas canadenses convencionais, dois carrinhos para malas e duas manoplas de bicicleta. Desta forma, foi possível construir dois protótipos de muletas apresentador na figura 15:

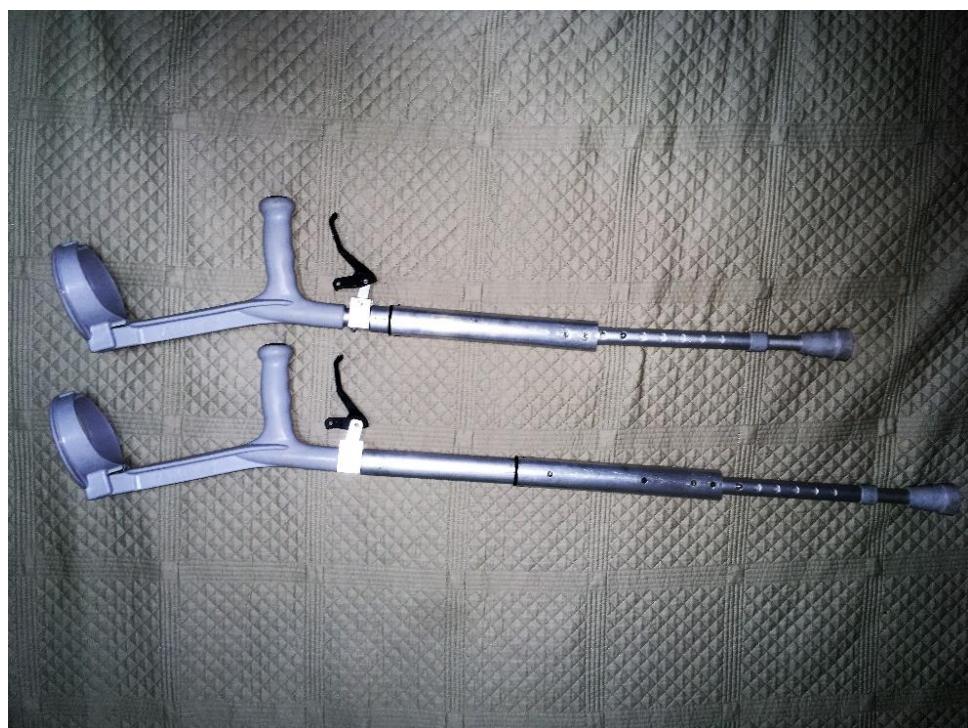


Figura 15 Protótipos da muleta

O tubo das muletas foi diminuído e os tubos dos carrinhos das malas introduzidos, assim, o primeiro tubo, conectado a braçadeira, foi cortado e dividido em dois. Sua parte superior se conecta aos tubos do carrinho, que têm o mecanismo em seu interior. Quando o mecanismo é acionado o pino de conexão entre o primeiro e o segundo tubo do carrinho se retrai e o segundo tubo pode se deslocar em relação ao primeiro. A segunda metade do primeiro tubo se conecta ao segundo tubo do carrinho e apresenta os furos para o ajuste de altura do usuário. Por fim, o segundo tubo da muleta convencional apresenta um pino de pressão, que tem de ser acionado manualmente e restringe a movimentação entre o primeiro e o segundo tubos.

7.2. Testes

Ao efetuar a construção do protótipo foi possível certificar a funcionalidade do mecanismo e sua ergonomia. O mecanismo pode ser facilmente acionado e efetua tanto a redução quanto a volta a posição original sem problemas.

Os testes nas escadas foram efetuados apenas pelo desenvolvedor deste projeto por razões éticas e legais e apresentaram os resultados a seguir:

Para que os testes fossem efetuado, as duas dinâmicas diferentes do modo de andar com muletas foram simuladas. Tanto o modo de andar de uma pessoa com uma perna imóvel quanto de uma pessoa com paralisia cerebral.

A seguir, seguem as figuras 16 e 17 para comparação dos resultados.



Figura 16 Dobra do braço (sem redução)
redução)



Figura 17 Inclinação do braço (com

Utilizou-se a muleta de forma convencional até chegar à frente da escada e sem o acionamento do mecanismo, tentou-se subir as escadas. Foi possível subir os degraus

na forma de utilização das pessoas com uma perna inapta. Já o modo de andar com paralisia cerebral não possibilitou a subida dos degraus. Os braços em ambos os casos se flexionavam, como indicado na figura 16.

Com o acionamento do mecanismo, a redução do comprimento da muleta possibilitou a total extensão dos braços, como analisado na figura 17, e ambos os modos de andar foram facilitados. A ergonomia ainda é menor do que o andar em superfícies planas, mas aumenta significativamente em relação à muleta sem a redução.

Quando se chegou no topo da escada, simulou-se a volta à posição original da muleta e a decida da escada.

8. CONCLUSÃO

O trabalho efetuado no presente relatório consistiu no desenvolvimento de uma muleta adaptada a escadas para pacientes com paralisia cerebral. Ele visou determinar uma solução viável a partir de uma necessidade analisada, a fim de conceder maior independência a pacientes com paralisia cerebral por meio de muletas capazes de auxiliar a subida de escadas.

Nesse documento, foi possível determinar a funcionalidade das muletas convencionais e modo de andar com muletas, tanto de pessoas com plena capacidade motora, quanto de pacientes com paralisia cerebral. Dessa forma, a utilização de escadas com muletas também foi determinada e, assim, chegou-se ao problema real que engloba a necessidade inicial.

Com o problema definido, determinou-se as especificações técnicas necessárias para a muleta em desenvolvimento. Possíveis mecanismos foram analisados e optou-se por adaptar as muletas convencionais a um mecanismo pré-existente, o mecanismo de carrinhos de malas.

O projeto foi elaborado e o mecanismo adaptado. Por isso, foi possível fabricar dois protótipos do produto e testar sua funcionalidade e ergonomia.

Os testes foram efetuados pelo desenvolvedor do projeto e provaram diminuir a destreza necessária para subir escadas e aumentar sua ergonomia. Portanto, o projeto se mostrou capaz de ajudar esses portadores de paralisia cerebral, que enfrentam dificuldades diárias. Suas dificuldades ainda serão grandes para subir escadas mas elas puderam ser reduzidos.

Além dos pacientes com paralisia cerebral, o produto possibilita que outras pessoas que utilizam muletas possam aumentar sua ergonomia ao subir escadas, um dos maiores desafios para quem utiliza muletas.

9. BIBLIOGRAFIA:

- [1]. Yoon, B. H., Park, C.-W. and Chaiworapongsa, T. (2003), Intrauterine infection and the development of cerebral palsy. *BJOG: An International Journal of Obstetrics & Gynaecology*, 110: 124–127. doi: 10.1046/j.1471-0528.2003.00063.x
- [2]. John D. Hsu MD, John Michael, and John Fisk MD. *AAOS Atlas of Orthoses and Assistive Devices*. Mosby, 4 edition, June 2008.
- [3]. Hugh Herr. Crutch with elbow and shank springs, October 1995. US Patent No. 5458143 Filing Date: Jun 9, 1994.
- [4]. Berns, Madalyn Sarah. *Enhancing human metabolic economy in stair climbing via an elastic crutch mechanism*. Diss. Massachusetts Institute of Technology, 2011.
- [5]. Bax M. Terminology and classification of cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 1964;6:295–7.
- [6]. Mutch L, Hagberg B, Kodama K. Cerebral palsy epidemiology: where are we now and where are we going? *Dev Med Child Neurol* 1992;34:547–51.
- [7]. Yeargin-Allsopp M, Van Naarden Braun K, Doernberg NS, Benedict RE, Kirby RS, Durkin MS. Prevalence of cerebral palsy in 8-year-old children in three areas of the United States in 2002: a multisite collaboration. *Pediatrics* (2008) 121(3):547–54. doi:10.1542/peds.2007-1270
- [8]. Bar-Haim, Simona, et al. "A stair-climbing test for ambulatory assessment of children with cerebral palsy." *Gait & posture* 20.2 (2004): 183-188.
- [9]. Ashwal, S., et al. "Practice Parameter: Diagnostic assessment of the child with cerebral palsy Report of the Quality Standards Subcommittee of the American Academy of Neurology and the Practice Committee of the Child Neurology Society." *Neurology* 62.6 (2004): 851-863.
- [10]. Gross motor function classification system for cerebral palsy. CanChild Centre for Childhood Disability Research, 1999.
- [11]. Usuba, K., Oddson, B., Gauthier, A., & Young, N. L. (2014). Changes in gross motor function and health-related quality of life in adults with cerebral palsy: An

- 8-year follow-up study. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 11, 2071–2077.
- [12]. Best, Aaron. "Molded adjustable crutch." U.S. Patent Application 09/832,636
 - [13]. John D. Hsu MD, John Michael, and John Fisk MD. *AAOS Atlas of Orthoses and Assistive Devices*. Mosby, 4 edition, June 2008.
 - [14]. Wright, Wilhelmine G. "Crutch-walking as an art." The American Journal of Surgery 1.6 (1926): 372-374.
 - [15]. Crutch. U.S. Patent n. 2,771,089, 20 nov. 1956.
 - [16]. Bonin Jr, Henry K. "Stair-adjustable crutch." U.S. Patent No. 7,357,139. 15 Apr. 2008.
 - [17]. Alexandra N. Jefferds BS, L. Nick Ross BA “An On-the-Fly Adjustable Crutch” RESNA Annual Conference, 2009
 - [18]. CALLISTER, William D. Ciéncia e Engenharia de Materiais, Uma Introdução. Quinta Edição 2002, Editora LTC.