

## DISPOSITIVO PARA AUXÍLIO NA MARCHA COM MULETAS AXILARES.

Guilherme Rodrigues de Paula, PUC-Rio, [guirsp@hotmail.com](mailto:guirsp@hotmail.com)  
Djenane C. Pamplona, PUC-Rio, [djenane@puc-rio.br](mailto:djenane@puc-rio.br)  
Luiza Loureiro, PUC-Rio, [luhloureiro3@hotmail.com](mailto:luhloureiro3@hotmail.com)  
José Carlos L. Santiago Neto, PUC-Rio, [jclobosantiago@hotmail.com](mailto:jclobosantiago@hotmail.com)  
Thiago Portocarrero, PUC-Rio, [tportocarrerolima@gmail.com](mailto:tportocarrerolima@gmail.com)

**Resumo.** Este trabalho apresenta um estudo sobre um dispositivo leve e confortável para uso em conjunto com muletas axilares a fim de melhorar a eficiência da marcha e prevenir problemas de saúde que podem decorrer do uso de muletas, especialmente quando utilizadas por um período prolongado ou por pacientes mais sensíveis. São apresentados sobretudo, estudos experimentais acompanhados de uma revisão bibliográfica e de um estudo anatômico. As análises experimentais foram realizadas com voluntários sadios que tiveram uma de suas pernas imobilizadas em posição flexionada. Foram utilizados sistemas computadorizados de medição de força em diversos pontos a fim de avaliar como as pressões junto ao corpo do indivíduo ocorriam.

**Palavras chave:** muleta, auxílio a marcha, gasto energético, eficiência.

### 1. INTRODUÇÃO

A locomoção consiste no ato de se mover de um lugar ao outro, independente da forma como isso seja feito. Deambulação é a locomoção bípede ou de um pé.

Objetos que auxiliam na deambulação de pessoas com alguns transtornos, tais como bengalas, muletas e andadores, são constantemente usados, são dispositivos de mão que ajudam a pessoa a ficar de pé e a andar. A escolha do dispositivo adequado varia de acordo com a força, a resistência e o equilíbrio do usuário. Bengalas podem ajudar a redistribuir o peso de um membro inferior que é fraco ou doloroso, melhora a estabilidade, aumentando a base de apoio e fornece informações táteis sobre o solo para melhorar o equilíbrio. Andadores melhoram a estabilidade em pessoas com fraqueza nos membros inferiores ou que sofrem de falta de equilíbrio, facilitando a mobilidade através do aumento da base de suporte. Já as muletas são úteis para pacientes que precisam usar os braços para propulsão e sustentação parcial de peso, e não apenas para o equilíbrio.

As muletas existentes são as não-axilares e as axilares. As não-axilares também são conhecidas como muletas de antebraço e muletas canadenses. Essas se apoiam em torno do antebraço do usuário. O apoio do antebraço se liga a uma barra vertical, de modo que uma parte do peso do usuário é transferido através de suas mãos e seus antebraços para o solo. Porém, as muletas canadenses ainda não oferecem ao usuário um equilíbrio ideal, uma vez que a distribuição de peso nas mãos e nos antebraços levam o corpo a deslocar-se para frente.

Este trabalho apresenta uma proposta de um dispositivo para ser usado em conjunto com muletas axilares a fim de tornar a marcha mais eficiente e ajudar os problemas decorrentes do uso de muletas axilares, sobretudo quando usadas por períodos prolongados ou em pacientes mais sensíveis. São comuns em pacientes usuários de muletas axilares problemas como: trombose da artéria axilar e a compressão do nervo radial pela barra axilar da muleta.

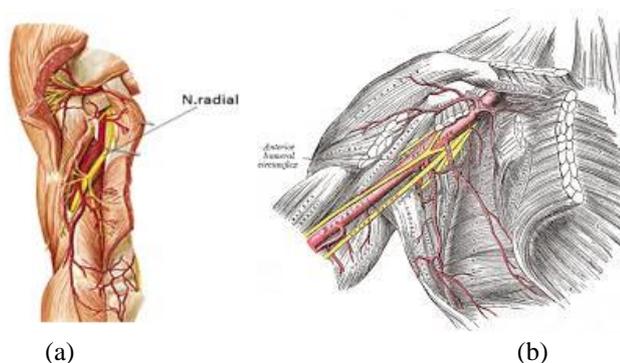
O uso de muletas de qualquer tipo aumenta o gasto energético do usuário se comparado com a marcha normal, esse aumento do gasto energético acontece devido a variação do centro de massa do corpo do paciente, além do impacto da muleta com o chão e a movimentação necessária de balanço do corpo e das muletas. É função dos braços e dos ombros, portanto, absorver a energia da movimentação no momento em que ocorre o impacto das muletas com o solo.

As muletas axilares apoiam-se nas mãos e nas axilas. O apoio para as mãos é coberto com um material almofadado para proteger a palma do utilizador. Já o apoio axilar é geralmente coberto por um material com elevado coeficiente de fricção para diminuir o movimento abaixo dos braços. A ponta da muleta axilar é normalmente feita de borracha para assegurar a fricção. O paciente deve ter força, equilíbrio e coordenação suficiente para dominar o aparato, e deve ser treinado para usá-lo corretamente. As muletas podem ser feitas de madeira, alumínio, fibras de carbono, titânio e etc.

Usando um par de muletas axilares o usuário pode transferir até 100% de seu peso corporal para as mãos e axilas, esse valor varia durante a marcha. Elas oferecem ao usuário melhor suporte de tronco do que as muletas de antebraço, além de permitir-lhes a liberação de suas mãos para realizar suas atividades. Apesar das muletas axilares serem muito antigas, há poucas tentativas de aprimoramento das mesmas. São elas, por exemplo, a *suspension crutch*, a *rocker crutch*, a *spring crutch* e a *prosthetic foot crutch*.

A muleta axilar tem um dos menores gastos de energia, quando comparado com outros quatro tipos de muleta acima. Bose *at al.* (1986) afirma que usando-se a muleta axilar de forma incorreta, cerca de 34% do peso corporal foi suportado pelas axilas. Ainda assim, mesmo que utilizada de forma correta essa muleta pode induzir alguns problemas graves na

região axilar como: compressão do nervo radial Fig (1.a) e trombose da artéria axilar Fig (1.b) pela barra axilar da muleta. Isso ocorre devido à parte do peso do corpo ser suportado, durante a caminhada, diretamente entre pela barra axilar e a parte lateral do corpo abaixo da axila. O uso correto da muleta axilar é de extrema importância para a saúde do paciente, pode minimizar os problemas decorrentes do seu uso, Nauenberg (1993).



(a) (b)  
Figura 1. (a) Nervo Radial; (b) Artéria axilar

## 2. OBJETIVO

As muletas axilares não são uma criação recente. Vê-se sua presença nos desenhos que existem desde o Egito Antigo, cerca de 2830 a.C. Elas sofreram poucas modificações e inovações nos últimos anos e por isso são pouco utilizadas. Os indivíduos que normalmente as usam tem pouca força nas pernas. Whittle e Levine (1999), explicam que a muleta pode oferecer mais apoio do que uma bengala porque tem dois “pontos de fixação” para o corpo – a mão e a região axilar. Assim, a muleta permite à pessoa uma maior mobilidade, tirando a tensão do membro deficiente. Elas também podem fornecer pistas sensoriais através das mãos, descarga dos membros inferiores e permitir o usuário estar na vertical e manobrar em áreas não acessíveis com uma cadeira de rodas. Tendo em vista que um dos maiores problemas da muleta axilar é o esforço daninho transmitido para as regiões axilares, levando a problemas corporais; o presente trabalho empenha-se em minimizar esta questão.

A muleta axilar mesmo que utilizada de forma correta pode induzir alguns problemas graves como: trombose da artéria axilar e a compressão do nervo radial pela barra axilar da muleta, segundo a American Orthopaedic Foot & Ankle Society. A fim de aliviar o esforço excessivo na região axilar devido ao peso do corpo ser suportado pela barra axilar ali localizada, criou-se um aparato auxiliar de sustentação do usuário capaz de redistribuir o peso corporal. O aparato foi inicialmente desenvolvido tendo como base cintos de escalada que são leves, confortáveis e ajustáveis Fig (2). A partir desses, foram feitas modificações de modo a prendê-lo na muleta e tornar o seu uso mais apropriado para a marcha Fig (3). Dessa forma, a região perineal e os membros inferiores passam a sustentar grande parte do peso do usuário, minimizando a pressão nas axilas.



Figura 2. Cinto de escalada



Figura 3. Cinto modificado para uso com muleta

### 3. METODOLOGIA

O cinto é utilizado exatamente como um cinto de alpinismo, onde cada uma das argolas menores fica presa nas pernas e a argola maior na cintura. Elas são ajustadas para ficarem justas no corpo mas sem causar incômodo. Para quantificar o alívio das tensões é preciso determinar os valores de pressão que atuam na região axilar. Isso foi feito com o uso de seis sensores de força FlexForce com capacidade de até 11 Kgf cada, Fig. (4) posicionados três em cada lado sobre o apoio axilar de espuma da muleta Fig. (5). Os dados foram adquiridos com o sistema cDAQ na National Instruments utilizando 6 entradas analógicas. Os testes foram realizados em caminhadas com indivíduos saudáveis que tem uma das pernas imobilizadas numa passarela de 6 metros. Cada indivíduo realizou caminhadas com tempo de percurso cronometrado de ida e volta devido às limitações de espaço do laboratório de testes, trocando a muleta instrumentada de braço. Foram utilizados 2 indivíduos e os testes foram realizados com e sem aparato auxiliar de sustentação sendo então as pressões encontradas comparadas. Como o objetivo maior do estudo é comparativo não foi necessária uma calibração dos sensores, assim as grandezas descritas nas tabelas da seção 4 não indicam grandezas físicas.



Figura 4. Sensor de força FlexForce

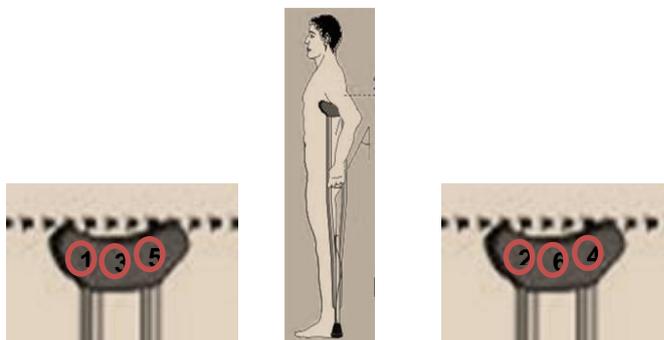


Figura 5. Posicionamento dos sensores na muleta

#### 4. RESULTADOS EXPERIMENTAIS

Nesta seção serão apresentados os resultados experimentais dos testes realizados com dois usuários. Nas tabelas estão indicados os valores medidos em cada um dos sensores assim como as suas médias.

##### 4.1. Usuário 1, homem de 81kg.

Tabela 1 - Média dos valores de força dos sensores usando aparato

	ida 1	volta 1	ida 2	volta 2	Média
Sensor 1	0,072	0,115	0,103	0,131	0,105
Sensor 2	0,068	0,071	0,045	0,048	0,058
Sensor 3	0,132	0,136	0,113	0,130	0,128
Sensor 4	0,083	0,061	0,052	0,041	0,059
Sensor 5	0,060	0,047	0,025	0,024	0,039
Sensor 6	0,097	0,124	0,128	0,130	0,120
Média	0,085	0,092	0,078	0,084	0,085
Média fora	0,088	0,099	0,080	0,095	0,091
Média dentro	0,083	0,086	0,075	0,073	0,079

Tabela 2 - Média dos valores de força dos sensores sem o aparato

	ida 1	volta 1	ida 2	volta 2	Média
Sensor 1	0,145	0,055	0,093	0,062	0,089
Sensor 2	0,110	0,028	0,091	0,079	0,077
Sensor 3	0,244	0,159	0,209	0,189	0,200
Sensor 4	0,157	0,119	0,117	0,152	0,136
Sensor 5	0,166	0,163	0,114	0,129	0,143
Sensor 6	0,181	0,111	0,116	0,126	0,133
Média	0,167	0,106	0,124	0,123	0,130
Média fora	0,185	0,126	0,139	0,127	0,144
Média dentro	0,149	0,086	0,108	0,119	0,116

Onde média é a média geral de todos os sensores, média dentro é a média dos três sensores posicionados junto ao corpo (2, 4 e 6) do usuário e média fora a média dos três sensores posicionados junto ao braço (1, 3 e 5).

Tabela 3 - Pressões máximas registradas nos sensores durante os ensaios.

Máximos	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3	Sensor 4	Sensor 5	Sensor 6	Média
Com cadeira	0,413	0,271	0,338	0,341	0,272	0,391	0,338
Sem cadeira	0,289	0,387	0,619	0,517	0,537	0,399	0,458
%	42,696	-29,958	-45,381	-34,063	-49,381	-1,993	-26,286

**4.2. Usuário 2, homem de 77kg.**

Tabela 4 - Média dos valores de força dos sensores usando aparato

	ida 1	volta 1	ida 2	volta 2	ida 3	volta 3	Média
Sensor 1	0.029	0.020	0.040	0.022	0.020	0.021	0.025
Sensor 2	0.025	0.009	0.031	0.003	0.010	0.018	0.016
Sensor 3	0.130	0.076	0.066	0.069	0.065	0.058	0.077
Sensor 4	0.003	0.006	0.005	0.001	0.001	0.000	0.003
Sensor 5	0.085	0.093	0.057	0.047	0.071	0.055	0.068
Sensor 6	0.032	0.092	0.056	0.044	0.044	0.047	0.053
Média	0.051	0.049	0.042	0.031	0.035	0.033	0.040
Média fora	0.081	0.063	0.054	0.046	0.052	0.045	0.057
Média dentro	0.020	0.036	0.031	0.016	0.018	0.022	0.024

Tabela 5 - Média dos valores de força dos sensores sem o aparato

	ida 1	volta 1	ida 2	volta 2	ida 3	volta 3	Média
Sensor 1	0.407	0.081	0.389	0.310	0.154	0.170	0.252
Sensor 2	0.296	0.057	0.296	0.185	0.150	0.062	0.174
Sensor 3	0.121	0.147	0.094	0.070	0.159	0.068	0.110
Sensor 4	0.003	0.007	0.003	0.000	0.007	0.001	0.003
Sensor 5	0.058	0.065	0.049	0.027	0.077	0.028	0.051
Sensor 6	0.145	0.081	0.088	0.047	0.162	0.037	0.093
Média	0.171	0.073	0.153	0.107	0.118	0.061	0.114
Média fora	0.195	0.098	0.178	0.136	0.130	0.089	0.137
Média dentro	0.148	0.048	0.129	0.077	0.106	0.033	0.090

Tabela 6 - Forças máximas registradas nos sensores durante os ensaios.

Máximos	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3	Sensor 4	Sensor 5	Sensor 6	Média
Com cadeira	0.177	0.148	0.260	0.029	0.277	0.186	0.180
Sem cadeira	0.740	0.555	0.344	0.039	0.247	0.316	0.373
%	-76.024	-73.273	-24.517	-24.455	11.993	-41.173	-51.908

**5. RESULTADOS**

Os resultados experimentais, mesmo que ainda preliminares mostram que o uso do aparato proposto pode reduzir de maneira importante a pressão na região axilar, encorajando a continuidade desta pesquisa. Com os resultados dos dois usuários pode ser constatado que o modo de cada um apoiar a muleta nas axilas faz com que a distribuição da pressão nos sensores seja diferente, mas ambos apresentam redução na pressão na maioria dos sensores quando as muletas são utilizadas em conjunto com o aparato proposto.

Em ambos os usuários foi detectado o aumento da pressão registrada em um dos sensores, será necessário realizar testes com mais usuários a fim de perceber se há uma tendência para qual região é afetada negativamente e assim propor mudanças na geometria do apoio axilar da muleta a fim de reduzir a pressão nesta área onde houve aumento.

## **6. TRABALHOS FUTUROS**

Como continuação desta pesquisa serão feitos mais ensaios com mais voluntários a fim de obter um resultado geral mais confiável, além disso serão realizadas mudanças na forma e na composição do apoio axilar das muletas para reduzir a pressão no contato com a pele, reduzindo assim o desconforto e os consequentes problemas de saúde associados. Mudanças na cadeirinha proposta também serão feitas a fim de facilitar o seu uso, sobretudo por usuários com mobilidade dos membros superiores reduzida, ou em idosos.

## **7. REFERÊNCIAS**

- Goh, J.C.H; TOH, S.L.; BOSE, K. "Biomechanical study on axillary crutches during single-leg swing-through gait." *Prosthetics and Orthotics International*, 10, pp. 89-95, 1986.
- Whittle, M.W.; Levine, D.; "Three-dimensional relationships between the movements of the pelvis and lumbar spine during normal gait." *Human Movement Science*, v. 18, n. 5, pp. 681-692, 1999.
- How to use crutches. Produced by American Orthopaedic Foot & Ankle Society. Disponível em: <<http://www.aofas.org/footcaremd/how-to/foot-injury/Pages/How-to-Use-Crutches.aspx>>
- Maurice, A.; Lawrence, E.; Nauenberg, T. A.; "Quantitative comparison of four experimental axillary crutches." *Journal of Prosthetic and Orthotics*; 5, pp. 40-48, 1993.

## **8. AGRADECIMENTOS**

Os autores são profundamente gratos ao técnico do departamento de engenharia civil Euclides por sua participação auxiliando na montagem do sistema de aquisição de dados, à FAPERJ pelo financiamento desta pesquisa com o Auxílio APQ1 E-26/111.376 e ao CNPq pelo apoio que tem sido dado as pesquisas durante anos.

## **9. ABSTRACT**

This paper presents a study on the proposal of a new lightweight and comfortable device to be used with axillary crutches to improve its efficiency during walks as well as to prevent several health problems that can be caused by the use of crutches specially when used for a long time or used by sensitive or elderly individuals. It is mainly presented an experimental analysis with a bibliographic review and a superficial anatomic study of the parts in contact with the crutch. The tests were done with real persons that had one of his legs immobilized on the flexed position of the knee. It was used a PC based data acquisition system to measure the pressure during the walk on several points of the region of the crutch in contact with the body.

## **10. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES**

O(s) autor(es) é (são) os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.