

**Artigo Original**

recebido em 04/04/2002 e aceito em 11/12/2002

**Implementação de transdutores  
com extensômetros para  
monitorar forças exercidas  
pelos membros superiores  
e inferiores de pacientes**

*Implementation of strain gage  
transducers for monitoring forces  
exerted by upper and lower limbs  
of patients*

**Uender da Costa Faria**

Departamento de Engenharia Elétrica- FEIS/UNESP  
Av. Brasil Norte, 364 - Caixa Postal 31  
CEP: 15385-000 - Ilha Solteira - SP  
E-mail: uender@dee.feis.unesp.br

**Aparecido Augusto de Carvalho**

Departamento de Engenharia Elétrica- FEIS/UNESP  
Av. Brasil Norte, 364 - Caixa Postal 31  
CEP: 15385-000 - Ilha Solteira - SP  
E-mail: aac@dee.feis.unesp.br

**Resumo**

Este artigo descreve dois tipos de transdutores implementados com extensômetros. O primeiro é fixado em muletas e tem por objetivo medir os três componentes ortogonais de forças exercidos pelos membros superiores de pacientes. O segundo, inserido em palmilhas, visa monitorar os esforços exercidos pelos membros inferiores. O conhecimento destes esforços é muito importante para diagnosticar patologias presentes na marcha com muletas e/ou elaborar projetos de sistemas artificiais de locomoção. São apresentados a teoria, o projeto e detalhes de construção dos transdutores. É descrita a metodologia utilizada para a determinação de suas características estáticas e dinâmicas. Apresentaram excelente linearidade, pequena histerese e excelente repetibilidade. Os fixados nas muletas possuem uma faixa dinâmica de 500 N, baixa interferência entre os componentes ortogonais de força, tempo de descida médio de 4,8 ms e resolução melhor que 0,3 N. Os implementados para os membros inferiores possuem faixa dinâmica diferenciada, tempo de descida médio de 3,2 ms e resolução melhor que 0,3 N. Os transdutores poderão ser úteis em Engenharia de Reabilitação, Biomecânica e Medicina.

**Palavras-chave:** Extensômetro, Muleta, Transdutor, Membros superiores, Membros inferiores, Engenharia de Reabilitação.

**Abstract**

*Strain gages transducers was designed to measure three dimensional forces applied to a crutch by upper limbs and the efforts applied to inner soles by lower limbs. The knowledge of these efforts is very important for diagnosing pathologies in a gait with crutches and/or for elaborating projects of gait artificial systems. The theory, design, and transducer details are presented. The methodology used for the determination of the transducers static and dynamic characteristics are described. They presented linear response, excellent repeatability, and low hysteresis. The transducers fixed in the crutches have a dynamic range of 500 N, low crosstalk among the verticals and horizontal axes. They have an average fall time of 4.8 ms and a resolution better than 0.4 N. Those implemented for the inner soles have two dynamic ranges, an average fall time of 3.2 ms and a resolution better than 0.3 N. The transducers can be useful in Rehabilitation Engineering, Biomechanics, and Medicine.*

**Keywords:** Crutches, Lower limbs, Rehabilitation Engineering, Strain gauges, Transducer, Upper limbs.

## Extended Abstract

### Introduction

When the lower extremities are impaired, support devices as crutches, walking aids, and canes are usually used to help the locomotion of disabled people.

Walking with crutches is not an easy activity for the paraplegic. Due the difficulties found in locomotion, many patients give up the crutches and start to use wheelchairs (Crosbie and Nicol, 1990), that are more comfortable but produce muscular atrophy in lower limbs (Zhu et al., 1991) and become more difficult their rehabilitation.

The instrumentation of support auxiliary devices for locomotion allows the characterization of the efforts exerted on them.

In Rehabilitation Engineering the measurement of the efforts exerted by the lower limbs is necessary for providing the knowledge of the plantar surface forces distribution as well as for giving to the patients, with spinal cord injury or diabetics, the contact sensation with the ground (Crosbie and Nicol, 1990).

Several studies have been made in the intention of describing the behavior of the force distribution on the feet (Maalej and Webster, 1988; Zhu et al., 1991; Abu-Faraj et al., 1996; Harris et al., 1996) and for diagnosing pathologies in a gait. In these studies the instrumentation of inner soles or shoes is essential.

The aim of this study was to develop transducers for instrumentation of two inner soles and pair of crutches, for measuring continuously the efforts exerted by the patient's lower and upper limbs.

### Methodology

Two elbow crutches were instrumented for monitoring the efforts exerted by the upper limbs. In each crutch a transducer (manufactured in aluminum and instrumented with strain gages) was inserted. The transducer and the position of the strain gages are shown in Figure 1.

The transducer was divided in three elements, A, B, and C, each one being sensitive to a direction of force in the axes Z, X and Y, respectively. Each element supports a maximum effort of 500 N.

Transducers instrumented with strain gauges were inserted in inner soles for measuring the efforts exerted by the lower limbs. They were implemented in order to not bring uncomfortable to the patient during a gait. They were divided in three elements, as shown in Figure 4.

Following the recommendation of Maalej and Webster, 1988; Zhu et al., 1991; Abu-Faraj et al., 1996; Harris et al.,

1996 the areas of the heel, first metatarsal, fifth metatarsal, and hallux were chosen for the transducers placement.

The signal conditioning circuit for the transducers was implemented with low power and high accuracy instrumentation amplifiers (Burr-Brown, INA 102).

### Results and Discussion

For the characterization of the crutches transducers static and dynamic characteristics, they were fixed on a rigid structure and applied forces in the three orthogonal directions. The application of the forces was made with known weights.

The static characterization was made by applying decreasing forces from 490 N to 0 N and increasing forces from 0 to 490 N. The elements presented excellent linearity, with determination coefficient of 0.9999, little hysteresis, resolution better than 0.4 N, and fall time lower than 5.0 ms.

Various measurements were made at 49 N, 196 N and 490 N to characterize the precision of the elements. Table I shows the average precision for A, B, and C elements.

An increasing force was applied in a direction and monitored in the other two directions, to verify the crosstalk among the axes. The maximum crosstalk observed was 6.6%.

For the heel transducers static calibration was done by applying increasing forces from 0 N to 294 N and decreasing forces from 294 N to 0 N. In the experiments, a load cell was used as reference. The transducers presented excellent linearity, with determination coefficient of 0.999, hysteresis lower than 0,2%, and fall time lower than 3.1 ms. The results of precision for 98 N, 196 N and 294 N were, respectively, 99.1%, 99.4%, and 99.6% for the right side and 99.4%, 99.5%, and 99.5% for the left side.

The resolution and noise level for the two transducers were, respectively, 0.3 N and 2.6 mV.

The transducers of the hallux, first metatarsal, and fifth metatarsal were characterized in the same way of the heel transducer, but with force in the range of 0 to 147 N. Table II shows the results.

### Conclusions

Two transducers types (instrumented with strain gauges) were developed, one designed to be fixed in elbow crutches and the other in inner soles. Both are robust and presented linear response, excellent repeatability, and little hysteresis.

The results show that the transducers have excellent characteristics. They can be used for, measuring the efforts exerted by upper and lower limbs of paraplegic patients, in a gait with crutches.

## Introdução

Há muitas aplicações em Engenharia de Reabilitação nas quais se faz necessário o monitoramento dos esforços exercidos pelos membros superiores e inferiores de pacientes com deficiência de mobilidade. Um dos objetivos dos programas de reabilitação é a restauração do controle funcional das extremidades paralisadas.

A falta de sentido cinestésico ou proprioceptivo de indivíduos, com lesões medulares, leva-os à utilização de muletas ou andadores. O lesado medular perde movimentos e sensações. Ele não tem noção das articulações nem do contato dos pés com o solo. Muletas são necessárias para ajudar no equilíbrio do indivíduo. No caso de um sistema artificial de reabilitação ou de um sistema de estimulação neuromuscular, para paraplégicos, quanto menos se fizer uso dos membros superiores mais bípede é a locomoção, e melhor o sistema artificial. Se os esforços exercidos pelos membros superiores forem demasiados, a tendência é o indivíduo retornar à cadeira de rodas (Maalej e Webster, 1988), que é mais cômoda, causando o atrofiamento dos músculos dos membros inferiores (Zhu *et al.*, 1991) e tornando mais difícil a reabilitação dos membros lesados.

O trabalho mecânico realizado durante a marcha com muletas, é o mesmo da marcha normal, mas este trabalho, que antes era feito pelos membros inferiores, passa a ser realizado pelos membros superiores, que não estão funcionalmente preparados para suportar o peso do corpo (Zhu *et al.*, 1991). Os esforços nas articulações do cotovelo e dos ombros podem ser muito grandes chegando a ser equivalentes aos desenvolvidos na articulação da bacia. Em pacientes com reumatismo e/ou artrites, esses esforços podem acelerar a degeneração destas articulações (Zhu *et al.*, 1991). O uso incorreto de muletas axilares faz com que 34% do peso do corpo seja suportado pelo antebraço causando pressões excessivas sobre estruturas neurovasculares da região axilar (Veves *et al.*, 1992), podendo provocar trombose na artéria axilobraquial (Campell *et al.*, 2000). Parziale e Daniels (1989) instrumentaram muletas axilares, com extensômetros, visando comparar muletas convencionais com um tipo no qual se utilizou molas para reduzir o impacto das forças nas extremidades superiores de pacientes. Crosbie e Nicol (1990) trabalharam com 9 paraplégicos que foram instruídos a executar um tipo alternativo de marcha. Os autores coletaram dados referentes aos esforços axiais transmitidos através de muletas, deslocamentos de articulações dos membros superi-

ores e momentos em torno dos cotovelos e ombros, durante o período de contato do dispositivo de auxílio a marcha com o solo. Encontraram valores comparativamente altos para os momentos em torno das articulações dos membros superiores. Noreau *et al.* (1995) realizaram estudos com a finalidade de determinar se o déficit de funções motoras afeta o deslocamento dos membros inferiores e aumenta o esforço físico na musculatura superior do corpo de paraplégicos, em uma marcha com muletas. Uma das conclusões tiradas é relativa à existência de grandes momentos nos ombros de paraplégicos, principalmente durante a fase de suporte.

A instrumentação de dispositivos auxiliares de suporte para a locomoção possibilita descrever o comportamento dos esforços exercidos nos mesmos. Para que não sejam cometidos erros nas medições, os componentes de forças, nas três direções ortogonais, devem ser isolados de tal forma que um componente não interfira no outro (Jin e Kobetic, 1997).

O monitoramento dos esforços exercidos pelos membros inferiores é necessário nos estudos relacionados à distribuição de forças na região plantar dos pés. Serve também para propiciar aos pacientes com lesões medulares ou aos diabéticos, a sensação de contato com o chão (Maalej and Webster, 1988; Zhu *et al.*, 1991). A distribuição não uniforme e repetitiva de forças, na região dos pés, pode causar lesões nos pontos onde os esforços são excessivos (Zhu *et al.*, 1991; Zhu *et al.*, 1991; Veves *et al.*, 1992; Campell *et al.*, 2000). As ulcerações podem levar à amputação do membro lesado (Veves *et al.*, 1992; Campell *et al.*, 2000), sendo que 50% de todas as amputações ocorrem em pacientes com diabetes (Campell *et al.*, 2000).

Vários estudos foram realizados com o intuito de descrever o comportamento dos esforços exercidos pelos pés e para diagnosticar algumas patologias, que são melhor observadas durante uma marcha. Maalej e Webster (1988) desenvolveram transdutores de força eletro-ópticos. Os autores sugerem a utilização destes transdutores, em palmilhas, para implementar um sistema artificial de realimentação de forças para pacientes diabéticos. Zhu *et al.* (1991) implementaram um sistema de aquisição de dados com microprocessador para monitorar os esforços em 7 pontos diferentes de cada pé. Foi usada uma palmilha instrumentada com sensores de polímero condutivo. Abu-Faraj *et al.* (1996) fizeram um estudo da distribuição de pressão, na área dos pés, com e sem o enchimento do arco longitudinal do pé. Instrumentaram uma palmilha com sensores de polímero condutivo para medir a pressão em 8 pon-

tos. Concluíram que, com o uso do enchimento, há um decréscimo de pressão no hálux e na região do calcanhar. Na região medial lateral houve um aumento na pressão de 0 para 115,3 kPa. Harris *et al.* (1996) instrumentaram uma palmilha, com 6 extensômetros, e uma plataforma. Constataram que a força máxima medida foi no calcanhar, correspondendo a 30% do peso do corpo. Wertsch *et al.* (1992) desenvolveram um sistema portátil de aquisição de dados para monitorar as pressões na área dos pés durante atividades da vida diária. O sistema permite armazenar dados de 14 sensores de pressão instalados em uma palmilha. O sensor escolhido foi de polímero condutivo. Frost e Cass (1981) instrumentaram uma palmilha de borracha, com extensômetros, com a intenção de medir forças de reação verticais. Ranu (1986) desenvolveu um sistema, com múltiplas células de carga fixadas na sola do sapato, com o objetivo de medir e analisar a distribuição de forças nos pés. Foram gravadas as forças de reação nos pés de um paciente com paralisia infantil e de um paciente com um membro inferior amputado abaixo do joelho.

Nas pesquisas mencionadas foi necessária a instrumentação de palmilhas ou de solas de sapatos. A quantidade de transdutores variou de acordo com o objetivo do estudo e na maioria dos trabalhos a região do calcanhar, metatarso 5, metatarso 1 e hálux foram as escolhidas para a localização dos transdutores.

Foram dois os objetivos deste trabalho:

- 1) Instrumentar um par de muletas com transdutores visando o monitoramento dos esforços exercidos pelos membros superiores;
- 2) Instrumentar duas palmilhas com transdutores localizados na região do calcanhar, metatarso 1, metatarso 5 e hálux com o objetivo de monitorar os esforços dos membros inferiores.

## Materiais e Métodos

### Transdutores para monitorar os esforços dos membros superiores

Duas muletas tipo canadense foram instrumentadas visando o monitoramento dos esforços exercidos pelos membros superiores. Em cada uma delas foi inserido um transdutor fabricado em duralumínio (2024-T353), instrumentado com extensômetros (Excel, modelo 060HB-350L). A Figura 1 mostra o transdutor bem como o posicionamento dos extensômetros, que foram configurados em ponte completa. O transdutor foi dividido em três elementos, A, B e C, sendo cada um sensível a uma direção de força, nos eixos Z, X e Y respectivamente. Foi projetado de forma a cada elemento sofrer a mínima interferência possível dos outros componentes de força. Cada um dos elementos suporta um esforço máximo de 500 N. Este limite de força abrange um número considerável de pacientes, uma vez que os resultados (Crosbie and Nicol, 1990) mostram que cada muleta suporta 50% do peso do paciente. A Figura 2 mostra as dimensões do transdutor bem como as variáveis de cálculo.

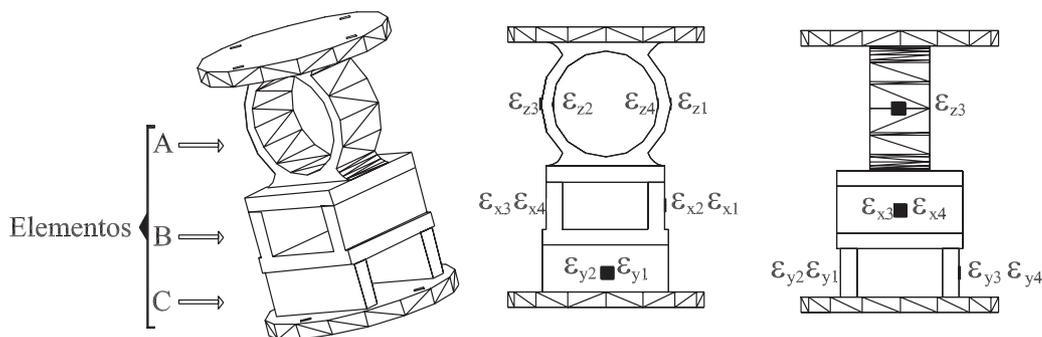
Os extensômetros do elemento A foram posicionados (Figura 1) em sua região mais sensível. A tensão nesta região é dada por (Timoshenko, 1978):

$$\sigma = \frac{Mc}{I} \quad (1)$$

sendo M o momento, I o momento de inércia e c a distância da região de deformação ao eixo neutro, dada por:

$$c = \frac{e}{2} \quad (2)$$

e representa a espessura do anel. O momento de inércia é dado por:



**Figura 1.** Transdutor e posicionamento dos extensômetros. **Figure 1.** Transducer and strain gages position.

$$I = \frac{ae^3}{12} \quad (3)$$

sendo a largura do anel. O momento M é dado por (Faria, 2001):

$$M = \frac{TR}{2} \left(1 - \frac{2}{\pi}\right) \quad (4)$$

T representa a força na direção Z e R o raio médio do anel. Substituindo (2), (3) e (4) em (1) tem-se (Faria, 2001):

$$\sigma = \frac{3TR}{ae^2} \left(1 - \frac{2}{\pi}\right) \quad (5)$$

Quando solicitado a um esforço de tração, a região externa do anel sofre compressão e a interna, tração. Os extensômetros  $\varepsilon_{z3}$  e  $\varepsilon_{z1}$  sofrem compressão,  $\varepsilon_{z2}$  e  $\varepsilon_{z4}$  sofrem tração (ver Figura 1). As deformações nos extensômetros são dadas pelas equações (6) e (7):

$$\varepsilon_{z1} = \varepsilon_{z3} = -\frac{3TR}{ae^2 E} \left(1 - \frac{2}{\pi}\right) \quad (6)$$

$$\varepsilon_{z2} = \varepsilon_{z4} = \frac{3TR}{ae^2 E} \left(1 - \frac{2}{\pi}\right) \quad (7)$$

sendo E o módulo de elasticidade do material.

Se a ponte de Wheatstone for alimentada por uma tensão constante  $V_{oz}$  e aplicada uma força T no transdutor, a saída da ponte é dada por (Faria, 2001):

$$V_o = \frac{3KV_{oz}TR}{ae^2 E} \left(1 - \frac{2}{\pi}\right) \quad (8)$$

A sensibilidade do elemento A é dada por:

$$S = \frac{3KVR}{ae^2 E} \left(1 - \frac{2}{\pi}\right) \quad (9)$$

A tensão nas paredes do elemento B devido a uma força  $F_{cx}$  na direção X é dada pela equação (1). Neste caso c é dado por:

$$c = \frac{h}{2} \quad (10)$$

Na Figura 2 está representada a variável h, bem como todas as outras usadas no equacionamento. O momento M é dado pela equação (11):

$$M = F_{cx} b_1 \quad (11)$$

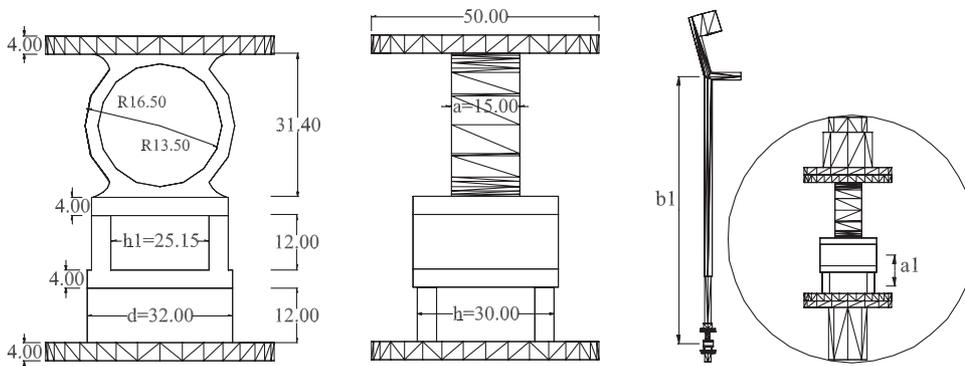
$b_1$  é o braço de momento e está representado na Figura 2. O momento de inércia I é dado pela equação (12):

$$I = \frac{d(h^3 - h_1^3)}{12} \quad (12)$$

Substituindo (10), (11) e (12) em (1) tem-se:

$$\sigma = \frac{6F_{cx} b_1 h}{d(h^3 - h_1^3)} \quad (13)$$

Quando uma força  $F_{cx}$  é aplicada no elemento B, suas paredes sofrem flexão fazendo que os extensômetros  $\varepsilon_{x2}$  e  $\varepsilon_{x1}$  sofram, por exemplo, tração enquanto que  $\varepsilon_{x4}$  e  $\varepsilon_{x3}$  sofrem uma compressão. As deformações a que os extensômetros estão submetidos são dadas pelas equações (14) e (15):



**Figura 2.** Dimensões em milímetros e variáveis de cálculo do transdutor. **Figure 2.** Transducer dimensions (in mm) and variables of calculation.

$$\varepsilon_{x4} = \varepsilon_{x3} = -\frac{6F_{cx} b_1 h}{dE(h^3 - h_1^3)} \quad (14)$$

$$\varepsilon_{x2} = \varepsilon_{x1} = \frac{6F_{cx} b_1 h}{dE(h^3 - h_1^3)} \quad (15)$$

Quando se aplica uma força  $F_{cx}$  no elemento B e a ponte de Wheatstone é alimentada por uma tensão constante  $V_{ox}$ , a tensão no terminal de saída da ponte é dada por :

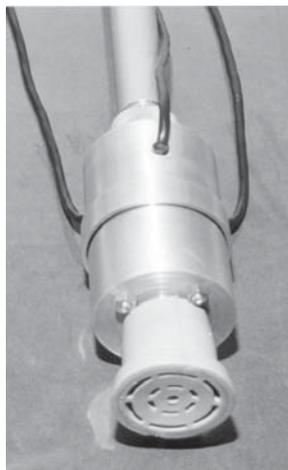
$$V_{ox} = \frac{6KV_x F_{cx} b_1 h}{dE(h^3 - h_1^3)} \quad (16)$$

A sensibilidade do elemento B é dada pela equação (17).

$$S = \frac{6KV_x b_1 h}{dE(h^3 - h_1^3)} \quad (17)$$

O equacionamento do elemento C é semelhante ao do B, diferindo apenas no braço de momento. O braço de momento de C tem um acréscimo de  $a_1$ , como mostra a Figura 2. A Figura 3 apresenta uma fotografia do transdutor implementado.

Para a caracterização das propriedades estáticas e dinâmicas dos transdutores das muletas, cada um deles foi fixado em uma estrutura rígida e aplicadas forças nas três direções. A aplicação das forças foi realizada através de pesos conhecidos. Os pesos foram aferidos numa balança eletrônica (Metter, Modelo T5N) com capacidade de 5000 g e resolução de 0,01g.



**Figura 3.** Transdutor já fixado em uma das muletas.  
**Figure 3.** Transducer implemented for the crutch

### Transdutores para monitorar os esforços dos membros inferiores

Para medir os esforços dos membros inferiores, foram inseridos, em duas palmilhas, transdutores fabricados em aço inox (15-5 PH) instrumentados com extensômetros (Excel, modelo TA-06-228CA-350-S). Os transdutores foram projetados de modo a não ocasionarem incômodo durante a marcha. Foram divididos em três elementos, conforme mostra a Figura 4. A força é exercida no aplicador, que a transfere para o diafragma, em um único ponto, através de um botom.

O modelo da palmilha e o posicionamento dos transdutores foram escolhidos seguindo orientações de médicos ortopedistas. Na grande maioria dos trabalhos (Maalej and Webster, 1988; Zhu *et al.*, 1991; Abu-Faraj *et al.*, 1996; Harris *et al.*, 1996), as regiões do calcânhar, metatarso 1, metatarso 5 e hálux foram escolhidas para a localização de transdutores. Harris *et al.* (1996) verificaram que, nestas regiões, há uma maior concentração de esforços, na proporção de 30%, 11%, 14% e 12%, respectivamente, do peso do corpo. Considerando uma pessoa de 1000 N, as forças máxima a serem exercidas nas regiões mencionadas serão de 300 N, 110 N, 140 N e 120 N.

O extensômetro utilizado é constituído por 4 partes (Figura 4), sendo  $\varepsilon_1$  e  $\varepsilon_2$  sensíveis a deformações radiais,  $\varepsilon_3$  e  $\varepsilon_4$  sensíveis a deformações longitudinais. Foram configurados em ponte completa. As tensões radial e longitudinal, por unidade de comprimento, são dadas por (Timoshenko,1977):

$$\sigma_r = \frac{M_r}{I} \quad (18)$$

$$\sigma_t = \frac{M_t}{I} \quad (19)$$

onde  $M_r$  e  $M_t$  são, respectivamente, o momento radial e o momento longitudinal por unidade de comprimento, e I o momento de inércia.

Os momentos  $M_r$  e  $M_t$  são dados por (Faria, 2001):

$$M_r = \frac{P}{4\pi} [(1 + \mu)(\ln \frac{a}{x} + \frac{1}{2} \frac{b^2}{a^2}) + \frac{b^2}{2x^2} (1 - \mu) - 1] \quad (20)$$

$$M_t = \frac{P}{4\pi} [(1 + \mu)(\ln \frac{a}{x} + \frac{1}{2} \frac{b^2}{a^2}) - \frac{b^2}{2x^2} (1 - \mu) - \mu] \quad (21)$$

sendo P a força aplicada, m o coeficiente de Poisson. O restante das variáveis estão representados na Figura 5, que mostra também as dimensões do transdutor. As dimensões dos outros transdutores devem ser decrescidas de 0,2 mm da altura de cada elemento.

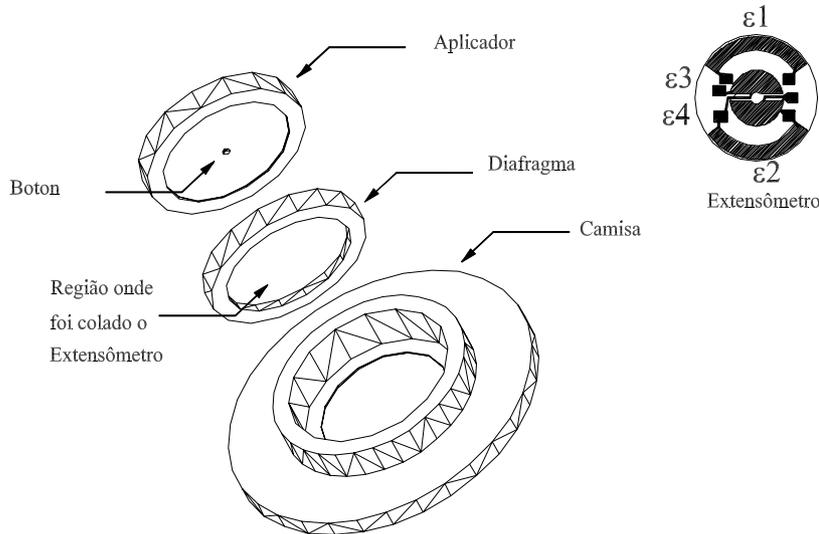


Figura 4. Transdutor e extensômetro usado nas palmilhas. **Figure 4.** Transducer and strain gage used in the inner soles.

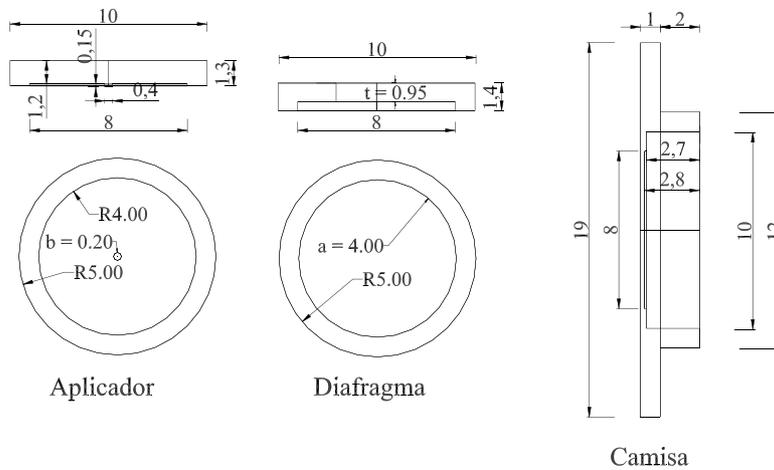


Figura 5. Transdutor do calcanhar: dimensões, em milímetros, e variáveis de cálculo. **Figure 5.** Heel transducer: dimensions (in mm) and variables of calculation.

O momento de inércia é dado por (Faria, 2001):

$$I = \frac{t^3}{12} \quad (22)$$

Substituindo (22), (20) em (18) e (22), (21) em (19) obtêm-se as deformações nos extensômetros:

$$\epsilon_1 = \epsilon_2 = \frac{3P}{2\pi Et^2} [(1 + \mu) \quad (23)$$

$$\left( \ln \frac{a}{x} + \frac{1}{2} \frac{b^2}{a^2} \right) + \frac{b^2}{2x^2} (1 - \mu) - 1]$$

$$\epsilon_3 = \epsilon_4 = \frac{3P}{2\pi Et^2} [(1 + \mu) \quad (24)$$

$$\left( \ln \frac{a}{x} + \frac{1}{2} \frac{b^2}{a^2} \right) - \frac{b^2}{2x^2} (1 - \mu) - \mu]$$

sendo E o módulo de elasticidade.

Se a ponte de Wheatstone for alimentada por uma tensão constante  $V_{op}$  e aplicada uma força P, no transdutor, a saída da ponte é dada por:

$$V_o = \frac{3KV_{op}P}{4\pi Et^2} \left[ 2(1 + \mu) \left( \ln \frac{a}{x} + \frac{1}{2} \frac{b^2}{a^2} \right) - 1 - \mu \right] \quad (25)$$

sendo K o fator de sensibilidade do extensômetro.

A sensibilidade S do transdutor é dada por:

$$S = \frac{3KV_{op}}{4\pi Et^2} \left[ 2(1 + \mu) \left( \ln \frac{a}{x} + \frac{1}{2} \frac{b^2}{a^2} \right) - 1 - \mu \right] \quad (26)$$

A Figura 6 mostra uma fotografia das palmilhas instrumentadas. Os transdutores foram calibrados estatisticamente com aplicação de forças e/ou decrescentes. Na aplicação das forças utilizou-se, como sensor de referência, uma célula de carga (Excel, modelo MS-50).



**Figura 6.** Palmilha Instrumentada.  
**Figure 6.** Instrumented inner sole

Para todos os transdutores foi implementado um circuito de condicionamento de sinais com amplificadores de instrumentação INA 102 (Burr-Brown) de baixa potência e alta precisão.

## Resultados e discussão

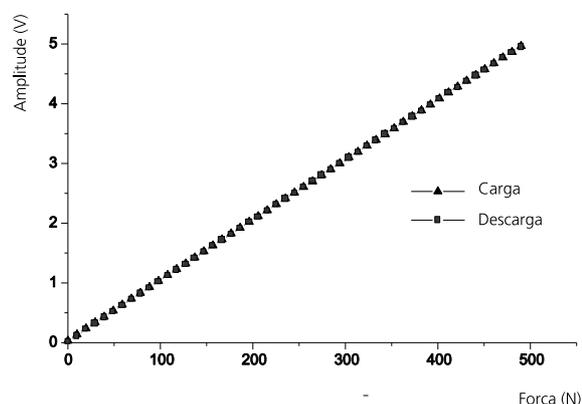
### Transdutores para monitorar os esforços dos membros superiores

A calibração estática foi realizada aplicando forças decrescentes de 490 N a 0 N e/ou crescentes de 0 a 490 N. A Figura 7 mostra o resultado obtido para um dos três elementos de um dos transdutores, com aplicação de força em ordem crescente e, a seguir, em ordem decrescente de magnitude. Os elementos apresentaram uma excelente linearidade com coeficiente de determinação de 0,9999 e histerese menor que 0,6%. A histerese foi calculada em relação ao fundo de escala. As sensibilidades médias, obtidas da curva de carga de cada um dos elementos A, B e C, dos dois transdutores, foram respectivamente de 8,5 mV/N, 10,2 mV/N e 2,2 mV/N.

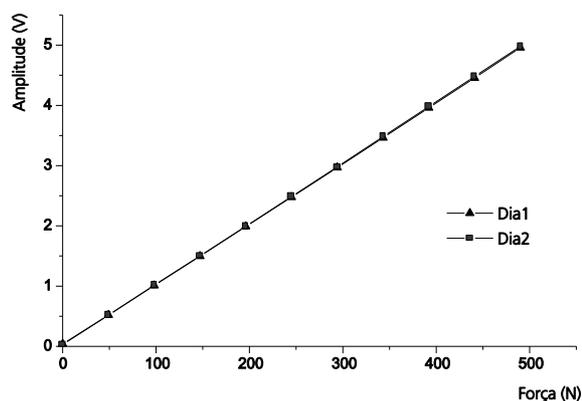
A Figura 8 mostra um gráfico de repetibilidade de um dos elementos. As medidas foram realizadas aplicando forças crescentes, com intervalo de 24:00 h entre uma medida e outra. Foram realizadas várias medições, em 49 N, 196 N e 490 N, para caracterizar a precisão de cada elemento. A Tabela 1 mostra a precisão média encontrada para os elementos A, B e C dos dois tradutores. Pode-se constatar que os elementos apresentaram uma excelente precisão.

Foi aplicado uma força crescente numa direção e monitorada a saída nas outras duas direções, para se verificar a interferência entre os eixos. A máxima interferência observada nos elementos B e C, quando aplicada uma força crescente na direção Z, foi de 1,8%

e 3,1%, respectivamente. Quando aplicada uma força na direção X, foi observado uma interferência máxima, nos elementos A e C, de 6,6% e 4,1%, respectivamente. O elemento A apresentou 6,8% e o elemento B, 3,4% de interferência, quando aplicadas forças crescentes na direção Y. A interferência maior no elemento A ocorreu devido a três fatores: pequenos desalinhamentos no posicionamento dos extensômetros, imperfeições na construção mecânica do transdutor e pequenas inclinações sofridas pelo elemento A quando este foi solicitado a forças nas direções X e Y. Para o elemento B foram realizadas dois tipos de medições, feitas com o transdutor em posições diferentes. Esse cuidado foi tomado para evitar que as reações na base do transdutor interferissem nas medições, pois o transdutor foi fixado em uma



**Figura 7.** Calibração estática de um dos elementos dos transdutores das muletas. **Figure 7.** Crutch transducer (one of the elements) static calibration.



**Figura 8.** Características de repetibilidade dos elementos dos transdutores das muletas. **Figure 8.** Crutch transducer (one of the elements) repeatability characteristics.

**Tabela 1.** Precisão média para os três elementos dos transdutores fixados nas muletas **Table 1.** Average precision for the three elements of crutch transducers

Precisão (%)			
Força (N)	49	196	490
Elemento A	99,5	99,8	99,9
Elemento B	98,7	99,7	99,8
Elemento C	98,5	99,8	99,9

estrutura rígida. Quando inserido na muleta, a base da mesma não apresenta tais reações, pois a muleta é uma estrutura mais flexível.

O elemento A do transdutor da muleta esquerda apresentou uma resolução de 0,2 N e os elementos B e C de 0,3 N. Já os elementos A, B, C do outro transdutor apresentaram, respectivamente, resolução de 0,3 N, 0,4 N e 0,4 N. Portanto, todos os elementos apresentaram excelente resolução.

Para determinar o tempo de descida, uma força, com amplitude constante, foi aplicada ao transdutor, em uma das direções. Em um determinado instante a força foi abruptamente retirada. Mediu-se o tempo de descida, de 90% a 10% da amplitude, na saída do amplificador de instrumentação, para cada elemento do transdutor, com um osciloscópio digital Tektronix, modelo TDS 3012. Os valores médios medidos para os elementos A, B e C, dos dois transdutores, foram, respectivamente, 4,8 ms, 4,5 ms e 5,0 ms.

Com o osciloscópio mencionado, mediu-se o nível de ruído na saída de cada um dos circuitos, nos quais estavam conectados cada um dos elementos. O nível máximo de ruído medido foi de 2,8 mV. Durante esta medição nenhum esforço foi aplicado nos elementos.

### Transdutores para monitorar os esforços dos membros inferiores

Os transdutores da região do calcanhar foram calibrados estaticamente com aplicação de forças crescentes de 0 N a 294 N e/ou decrescentes de 294 N a 0 N. Apresentaram uma excelente linearidade, com coeficiente de determinação de 0,999 e uma histerese menor que 0,2%. A sensibilidade obtida das curvas de calibração dos transdutores, para o lado direito e esquerdo foram, respectivamente, 17,2 mV/N e 21,2 mV/N.

Foram aplicados forças crescentes, com um intervalo de 24 horas entre uma medida e outra, para verificar a repetibilidade. Foram realizadas várias medidas em 98 N, 196 N e 294 N para caracterizar a precisão. Os resultados de precisão para 98 N, 196 N e 294 N foram, respectivamente, de 99,1%, 99,4% e 99,6% para o lado direito e de 99,4%, 99,5% e 99,5% para o lado esquerdo.

O tempo de descida foi medido de forma semelhante à descrita para os transdutores da muleta e apresentaram valor de 3,1 ms. A resolução média e o nível médio de ruído medido para os dois transdutores foram respectivamente de 0,3 N e 2,6 mV.

Os transdutores das regiões do hálux, metatarso 1 e metatarso 5, foram calibrados estaticamente de for-

**Tabela 2.** Valores médios dos resultados obtidos para os transdutores localizados nas regiões do metatarso 1, metatarso 5 e hálux. **Table 2.** Average values of the results obtained for the transducers placed in the areas of the first metatarsal, fifth metatarsal, and hallux.

Metatarso 1, Metatarso 5 e Hálux						
	Direito			Esquerdo		
Coefficiente de determinação	0,9998			0,9999		
Histerese (%)	0,5			0,5		
Resolução (N)	0,2			0,2		
Tempo de descida (ms)	3,5			3,0		
Nível de ruído (mV)	2,7			3,9		
Sensibilidade (mV/N)	32,3			32,3		
Precisão						
Força (N)	49	98	147	49	98	147
Precisão (%)	98,9	99,3	99,5	98,7	99,3	99,6

ma similar à apresentada para os transdutores do calcanhar, variando apenas a faixa de forças aplicadas de 0 a 147 N. A Tabela 2 apresenta os valores médios dos resultados encontrados para estes transdutores.

### Conclusão

Foram implementados transdutores, construídos com extensômetros, que podem ser utilizados para o monitoramento dos esforços realizados pelos membros superiores e inferiores de pacientes paraplégicos, durante uma marcha com muletas.

Dois tipos de transdutores foram implementados, um projetado para conexão em muletas tipo canadense e o outro para conexão em palmilhas de calçados. Ambos são robustos e apresentaram resposta linear, excelente repetibilidade e baixa histerese.

Os projetados para as muletas são constituídos por três elementos e medem com boa precisão os três componentes ortogonais de força. Possuem faixa dinâmica de 490 N, resolução menor que 0,4 N e histerese inferior a 0,6%. A máxima interferência observada, quando se aplicou força em uma direção e se mediu o sinal nas outras duas, foi de 6,8%. Apresentaram tempo de descida máximo de 6,7 ms.

Os transdutores das palmilhas foram projetados para medir os esforços exercidos nos pés de pessoas com peso de até 980 N. Em cada palmilha foram conectados 4 transdutores, um dos quais com faixa dinâmica de 294 N (localizado na região do calcanhar) e os outros 3 com faixa dinâmica de 147 N. Apresentaram resolução inferior a 0,3 N, histerese menor que 0,8% e tempo de descida inferior a 3,7 ms.

Os resultados obtidos evidenciam que os transdutores possuem excelentes características para o monitoramento dos esforços exercidos pelos membros superiores e inferiores de pacientes paraplégicos.

### Agradecimentos

Os autores agradecem ao Prof. Alberto Cliquet Júnior, ao Eng. Josivaldo Godoy da Silva, ao técnico Cosmo Rodrigues dos Santos pelas suas contribuições. Os autores também agradecem à FAPESP e à CAPES pelo suporte financeiro.

### Referências

Abu-Faraj, Z. O., Harris, G. F., Chang, A., Shereff, M. J. (1996), "Evaluation of a Rehabilitative Pedorthic: Plantar Pressure Alteration with Scaphoid Pad Application", *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, v. 4, n. 4, p. 328-336.

Crosbie, W. J., Nicol A. C. (1990), "Reciprocal aided gait in paraplegia", *Paraplegia*, v. 28, n. 6, p. 353-363.

Campbell, L. V., Graham, A. R., Kidd, R. M., Molloy, H. F., O'Rourke, S. R., Colagiuri, S. (2000), "The Lower Limb in People with Diabetes – Position Statement of the Australian Diabetes Society" *Medical Journal of Australia*, v. 173, n. 7, p. 369-372.

Frost, R. B., Cass, C. A. (1981), "A Load Cell and Sole Assembly for Dynamic Pointwise Vertical Force Measurement in Walking", *Engineering in Medicine*, v. 10, p. 45-50.

Faria, U. C. (2001), "Monitoramento Informatizado de Forças Exercidas pelos Membros Superiores e Inferiores de Pacientes", Tese de Mestrado, FEIS/UNESP, Ilha Solteira, 103 p., jan.

Harris, G. F., Acharya, K. R., Bachshmidt, R. A. (1996), "Investigation of Spectral Content from Discrete Plantar Areas During Adult Gait: Na Expansion of Rehabilitation Technology", *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, v. 4, n. 4, p. 360-373.

Jin, Z., Kobetic, R. (1997), "Rail supporting transducer posts for three-dimensional force measurement", *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, v. 5, n. 4, p. 380-387.

Maalej, N., Webster, J. G. (1988), "A Miniature Electrooptical Force Transducer" *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 35, n. 2, p. 93-98.

Noreau, L., Richards, C. L., Comeau, F., Tardif, D. (1995), "Biomechanical Analysis of Swing-Throug Gait in Paraplegic and Non-Disabled Individuals", *Journal of Biomechanics*, v. 28, n. 6, p. 689-700.

Parziale, J. R., Daniels, J. D. (1989), "The Mechanical Performance of Ambulation Using Spring-Loaded Axillary Crutches", *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 70, n. 8, p. 192-195.

Ranu, H. S. (1986), "Miniature Load Cells for the Measurement of Foot-Ground Reaction Forces and Centre of Foot Pressure During Gait", *Journal of Biomedical Engineering*, v. 8, n. 4, p. 175-177.

Timoshenko, S. P. (1978), "Resistência dos Materiais", Rio de Janeiro: Livros Técnicos e Científicos, v. 1, cap. 1, 2 e 9.

Timoshenko, S. P. (1977), "Resistência dos Materiais", Rio de Janeiro: Livros Técnicos e Científicos, v. 2, cap. 4.

Veves, A., Vanross, E. R. E., Boulton, A. J. M. (1992), "Foot Pressure Measurements in Diabetic and Nondiabetic Amputees", *Diabetes Care*, v. 15, n. 7, p. 905-907.

Wertsch, J. J., Webster, J. G., Tompkins W. J. (1992), "A Portable Insole Plantar Pressure Measurement System", *Journal of Rehabilitation Research and Development*, v. 29, n. 1, p. 13-18.

Zhu, HS., Wertsch, J. J., Harris, G. F., Loftsgaarden, J. D., Price, M. B., (1991) "Foot Pressure Distribution During Walking and Shuffling", *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 72, n. 6, p. 390-397.

Zhu, H., Harris, G. F., Wertsch, J. J., Tompkins, W. J., Webster, J. G. (1991), "A Microprocessor-Based Data-Acquisition System for Measuring Plantar Pressures From Ambulatory Subjects" *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 38, n. 7, p. 710-714.