

## AGRADECIMENTOS

Agradeço inicialmente a Deus por me iluminar e me dar mais uma chance.

Agradeço a minha mãe Maria Luzia e meu pai Carlos Henrique pela educação que me foi dada.

Aos meus irmãos Izabela, Tiago e Marina por sempre estarem ao meu lado, tanto no momento de brincadeiras quanto em momentos de tristeza.

A minha avó, senhora Aracy Tavares Neves carinhosamente chamada de “Miminha”, por ser uma grande referência em nível de cultura.

Agradeço aos tios e primos por sempre estarem próximos quando necessário.

A grande família denominada Labbio que foi construída com amor e confiança, onde todos possuem o mesmo ideal.

A CARAVANA MURILANTE, por nunca me deixaram de “copo vazio”.

Agradeço as pessoas que já fizeram parte e as que sempre farão parte da minha vida.

A turma do batistão e da PUC.

Aos amigos que não estão mais presentes.

Agradeço em especial ao meu orientador, Marcos Pinotti, pois seus conselhos foram fundamentais para a conclusão deste trabalho. Agradeço por sempre acreditar em mim.

Obrigado a todos!

## SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	1
1.1 - Objetivo geral.....	6
1.1.1 - Objetivos específicos .....	7
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA .....	8
3. MATERIAL E MÉTODO .....	15
3.1- Órtese de mão.....	15
3.2- Determinação da força de tração no tendão .....	19
3.3- Dimensionamento do conjunto motor-redução .....	24
3.4 – Concepção do circuito de análise .....	27
3.5 - Circuito de controle.....	30
4. RESULTADOS E DISCUSSÃO .....	33
4.1- Resultados do experimento para determinação da tração .....	33
4.2- Resultados do experimento para determinação do atrito da polia.....	34
4.3- Resultados do experimento para determinação da tração .....	35
5. CONCLUSÕES .....	47
6. SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	48
7. ABSTRACT .....	49
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	50
ANEXO I.....	59
ANEXO II .....	65
ANEXO III .....	66
ANEXO IV .....	67

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 - Plexo Braquial (MEDLINE PLUS, 2007). .....	1
Figura 1.2 - Luva equipada com sensores SFR (CLIQUET e CASTRO, 2000b). .....	3
Figura 1.3 - Exemplos de órtese: (a) estática (MN, 2007) ; (b) órtese dinâmica (MENESES <i>et al.</i> , 2005). .....	4
Figura 1.4 - Comparação entre controles utilizando sinais EEG e EMG (PFURTSCHELLER <i>et al.</i> , 2002). .....	5
Figura 2.1 - Órtese de mão (BENJUYA e KENNEY, 1990a). .....	8
Figura 2.2 - Órtese Híbrida de Braço (BENJUYA e KENNEY, 1990b). .....	9
Figura 2.3 - Órtese de Mão e Punho (SLACK e BERBRAYER, 1992). .....	10
Figura 2.4 - Órtese funcional para pacientes quadriplégicos (MAKARAN <i>et al.</i> , 1993). .....	10
Figura 2.5 - Órtese funcional robotizada (PINTO, 1999). .....	11
Figura 2.6 - Órtese EEG para pacientes tetraplégicos (PFURTSCHELLER, 2000). .....	12
Figura 2.7 - Exoesqueleto (DICICCO <i>et al.</i> , 2004). .....	13
Figura 2.8 - Órtese desenvolvida no LABBIO-UFMG. ....	14
Figura 3.1 - Órtese de mão desenvolvida no Labbio. ....	15
Figura 3.2 - Vista frontal da órtese desenvolvida no Labbio. ....	16
Figura 3.3 - Vista posterior da órtese desenvolvida no Labbio. ....	16
Figura 3.4 - Eletrodos ativos. ....	17
Figura 3.5 - Diagrama elétrico da órtese de mão da UFMG (MENESES <i>et al.</i> , 2005). ....	17
Figura 3.6 - Diagrama dos canais de captura (MENESES, 2005). .....	18
Figura 3.7 - Conjunto motor / redução acoplados no eixo de transmissão. ....	18
Figura 3.8 - Força gerada pela interação dos campos. ....	19
Figura 3.9 - Experimento de ajuste da célula de carga. ....	20
Figura 3.10 - (a) Goniômetro digital ; (b) Ajuste dos ângulos (SANTOS FILHO <i>et al.</i> , 2006). .....	21
Figura 3.11 - Fixação dos fios na órtese e na base. ....	21
Figura 3.12 - Experimento para determinação do atrito da polia. ....	22
Figura 3.13 - (a) Esquema de Montagem; (b) Detalhe da montagem da célula de carga. ....	22
Figura 3.14 - Acelerômetro responsável pela leitura dos ângulo dos dedos. ....	23
Figura 3.15 - Variação dos ângulos durante o experimento. ....	24
Figura 3.16 - Potência de acionamento da órtese. ....	25

Figura 3.17 - Parâmetros do motor Johnson Electric PT03002 (Johnson Eletric, 2005). .....	28
Figura 3.18 - Diagrama em blocos do sistema de controle da força de preensão. ....	29
Figura 3.19 - Diagrama do circuito de controle completo.....	31
Figura 3.20 - Ponte H. ....	32
Figura 4.1 - Curva de ajuste da célula de carga.....	33
Figura 4.2 - Comparação do experimento com polia e sem polia. ....	34
Figura 4.3 - Comparação direta do experimento com polia e sem polia. ....	35
Figura 4.4 - Resultados do experimento sem carga. (a) Curva de ângulo ( $^{\circ}$ ) em função do tempo (s); (b) Curva de força (N) em função do tempo (s); (c) Curva força (N) em função do ângulo ( $^{\circ}$ ). ....	36
Figura 4. 5 - Resultados do experimento com carga de 1N. (a) Curva de ângulo ( $^{\circ}$ ) em função do tempo (s); (b) Curva de força (N) em função do tempo (s); (c) Curva força (N) em função do ângulo ( $^{\circ}$ ). ....	37
Figura 4. 6 - Resultados do experimento com carga de 5N. (a) Curva de ângulo ( $^{\circ}$ ) em função do tempo (s); (b) Curva de força (N) em função do tempo (s); (c) Curva força (N) em função do ângulo ( $^{\circ}$ ). ....	37
Figura 4. 7 - Resultados do experimento com carga de 10N. (a) Curva de ângulo ( $^{\circ}$ ) em função do tempo (s); (b) Curva de força (N) em função do tempo (s); (c) Curva força (N) em função do ângulo ( $^{\circ}$ ). ....	38
Figura 4.8 - Ciclo de Flexão e extensão. ....	39
Figura 4.9 - Relação de forças por ângulos com aumento da carga. ....	40
Figura 4.10 - Experimento estático para a carga de 0,89N.....	40
Figura 4.11 - Experimento estático para a carga de 3,56N.....	41
Figura 4.12 - Experimento estático para a carga de 4,45N.....	41
Figura 4.13 - Experimento estático para carga de 0,89N. ....	42
Figura 4.14 -Experimento estático para carga de 3,56N. ....	42
Figura 4.15 -Experimento estático para carga de 4,45N. ....	43
Figura 4.16 - Curvas de inclinação para flexão e extensão. ....	44
Figura 4.17 - (a) Ausência de contração muscular; (b) Acionamento da órtese pela contração do Trapézio.....	44
Figura 4.18 - (a) Ausência de contração muscular; (b) Acionamento da órtese pela contração do Bíceps. ....	45
Figura 4.19 - (a) Preensão de uma ferramenta; (b) Preensão de uma pequena colher. ....	45
Figura 4.20 - (a) Preensão de um cubo de madeira; (b) Preensão de um altere. ....	46

**LISTA DE TABELAS**

Tabela 2.1 - Comparação das órteses. ....	13
Tabela 3.1 - Algoritmo de controle da órtese. ....	30
Tabela 4.1 - Ajuste da célula de carga. ....	33
Tabela 4.2 - Determinação do atrito da polia. ....	34

**LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS**

A	Ampère.
CC	Corrente Contínua.
EMG	Eletromiografia.
EEG	Eletroencefalografia.
Labbio	Laboratório de Bioengenharia.
LED	Light Emmitting Diode.
FES	Functional Electrical Stimulation.
Hz	Hertz.
m	metro.
N	Newton.
$R^2$	Coefficiente de correlação.
s	segundos.
SFR	Sensores de Força Resistivos.
SMA	Shape Memory Alloy.
UFMG	Universidade Federal de Minas Gerais.
W	Watt.

## RESUMO

Órtese de mão é um dispositivo externo aplicado ou unido à mão e ao pulso para melhorar a sua função controlando o movimento, fornecendo a sustentação para objetos, corrigindo e impedindo deformidades. Este trabalho teve como objetivo desenvolver o controle da força de uma órtese de mão desenvolvida no Laboratório de Bioengenharia (Labbio) da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG). Foram determinadas a força no tendão artificial e a velocidade de fechamento da órtese para dimensionamento do conjunto motor-redução. A relação entre a força de preensão nos dedos da órtese e a força no tendão artificial foi determinada a partir dos resultados experimentais para cargas pré-determinadas. Foi concebido um circuito eletrônico que usa a análise da corrente do motor de corrente contínua para controlar o torque do motor e, conseqüentemente, a força de tração no tendão artificial. O sistema desenvolvido foi capaz de controlar a força de preensão de objetos, tornando a órtese segura ao usuário.

*Palavras Chaves: Órtese de mão, Controle, Eletromiografia, Análise, Motor.*

## 1. INTRODUÇÃO

A mão é uma das mais importantes ferramentas do corpo humano. Ela torna possível realizar, por meio da combinação de movimentos simples, algumas atividades da vida diária (THOMPSON *et al.*, 1988). Toda enervação do membro superior responsável pela sensibilidade e movimento passa pelo Plexo Braquial, (Figura 1.1).

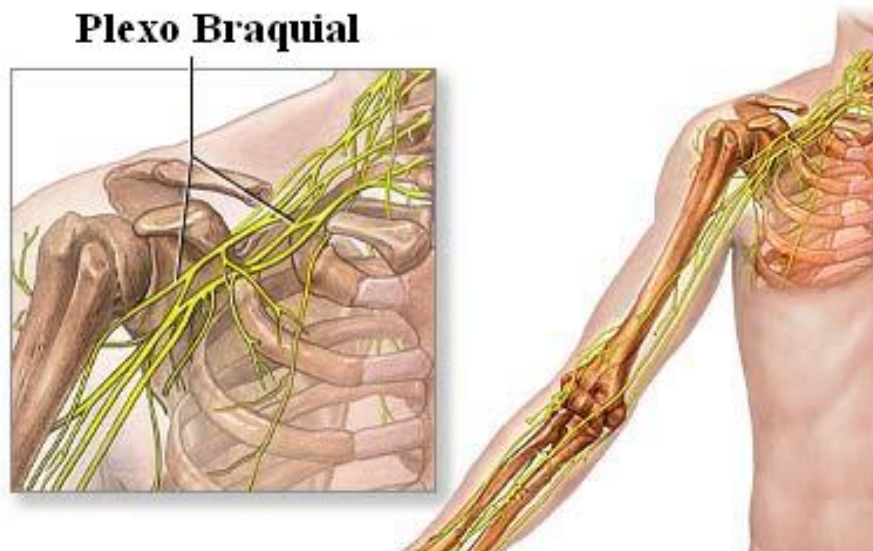


Figura 1.1 - Plexo Braquial (MEDLINE PLUS, 2007).

As paralisias do membro superior em decorrência das lesões do plexo braquial têm sérias conseqüências socioeconômicas, pois pacientes com esse tipo de lesão deixam de executar atividades bimanuais, ou seja, atividades usando as duas mãos, e com isso muitos ficam fora do mercado de trabalho. No Brasil, a maioria dos pacientes é jovem, do sexo masculino, vítima de acidente com moto (BERTELLI e GHIZONI, 2005). O tratamento assistencial em longo prazo, possui custo elevado e muitas vezes, o resultado não é satisfatório fazendo com que, não raramente, o paciente abandone o tratamento. Para restauração da função e minimização dos efeitos dessas lesões podem ser utilizados membros artificiais. Os três tipos de membros artificiais geralmente utilizados na reabilitação de mão são as próteses, neuropróteses ou órteses.

As próteses são equipamentos desenvolvidos para usuários que perderam o membro ou parte dele, sendo necessária uma substituição das estruturas músculo-esquelético lesadas. Este tipo



de equipamento é mais sofisticado, com um nível de controle superior e utiliza, muitas vezes, tecnologias aplicadas em robótica. Os avanços observados no desenvolvimento do controle de próteses podem representar uma fonte de conhecimento para adequação de sistemas de controle para órteses. O sistema de controle proposto por ORTOLAN *et al.* (2000), por exemplo, utiliza motores de Corrente Contínua (CC), com sensores de posição e de força instalados nos dedos e, apesar de ter sido inicialmente desenvolvido para uma prótese, pode ser adaptado para controle de uma órtese.

Geralmente, as próteses apresentam, além do sistema de controle para acionamento, sistemas de controle de força e posição. Esses sistemas são muito importantes para garantir a execução de movimentos finos e delicados, imprescindíveis para restauração da função. No caso do controle de força, os sensores que variam sua resistência ôhmica em função da força aplicada denominados sensores resistivos, têm sido os mais utilizados em próteses de mão (GIRAUDET, 1978; RAIBERT e CRAIG, 1981; FLOR *et al.*, 1995; LIGHT e CHAPPELL, 2000; CARROZA *et al.*, 2003; CRANNY *et al.*, 2005). Já o controle de acionamento pode ser realizado de diversas formas, inclusive empregando sinais biológicos gerados por músculos ou pelo sistema nervoso central durante a realização das atividades.

As neuropróteses são utilizadas para minimizar alterações da mão quando apresenta deficit funcional sem importantes alterações estruturais do sistema músculo-esquelético. Esses equipamentos promovem o restabelecimento da função pelo uso da estimulação elétrica funcional (*Functional Electrical Stimulation - FES*) da musculatura local para promoção de movimento. O sistema consiste da utilização de implantes de eletrodos nos ventres de músculos selecionados. Esta tecnologia geralmente não utiliza equipamentos mecânicos, sendo essa a grande diferença em relação às órteses (PECKHAM *et al.*, 1976; HANDA e HOSHIMIYA, 1987; HAUGLAND *et al.*, 1994). A aplicação de controles comandados por microprocessador e computadores em neuropróteses passou a ser a mais utilizada a partir da década de 90 (CROOK e CHAPPELL, 1998; THORSEN *et al.*, 1999; CLIQUET e CASTRO, 2000a). Para o controle da força de preensão em neuropróteses, normalmente são utilizados sensores de força resistivos (SFR), Figura 1.2 (CLIQUET e CASTRO, 2000b; VECCHI *et al.*, 2001; CARPANETO *et al.*, 2003).

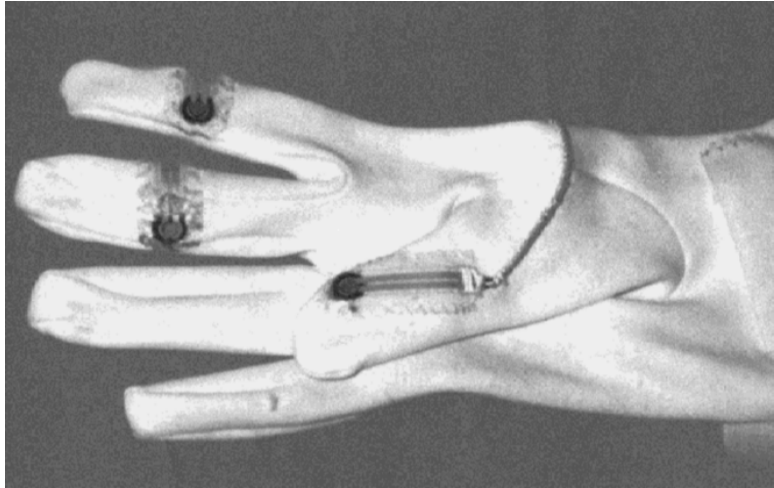


Figura 1.2 - Luva equipada com sensores SFR (CLIQUET e CASTRO, 2000b).

As neuropróteses são pouco utilizadas devido às dificuldades de adaptação e controle, uma vez que utilizam implantes de eletrodos e aplicação de corrente elétrica direta em músculos atrofiados, além de apresentar dificuldades no monitoramento da força de preensão devido ao posicionamento dos sensores nas luvas.

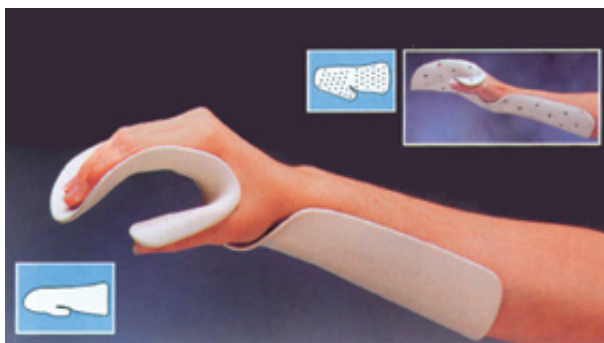
Diante da sua facilidade de aplicação em comparação com outros equipamentos para a reabilitação, as órteses têm se destacado. Esses equipamentos, assim como as neuropróteses, são utilizadas para minimizar deficit funcional da mão que não apresenta grandes alterações físicas. Ao contrário das neuropróteses, as órteses são de fácil manuseio e adaptação e auxiliam a função da mão, não necessitando de implantes e nem de cirurgias. A transmissão do movimento geralmente ocorre com o auxílio de dispositivos mecânicos e, por esta razão, não é necessária a ativação elétrica dos músculos envolvidos.

Projetar uma órtese é um grande desafio. Os sistemas mecânicos são complexos e os projetos disponíveis não atendem a todas as demandas dos usuários, muitos são incômodos para o uso, são robustos não sendo esteticamente agradáveis e permitem apenas funções limitadas da mão (ROMILLY *et al.*, 1994; PROCHAZKA *et al.*, 1997; HOBBY *et al.*, 2001; PETROFF *et al.*, 2001; ALON e MCBRIDE, 2003).

A história da medicina registra que as órteses já eram utilizadas desde a Antigüidade, porém eram aplicadas sem princípios ou técnicas definidas e eram construídas de maneira artesanal e sem preocupação com aspectos estéticos. Nos últimos anos, houve grande avanço nesta área

da reabilitação, o que possibilitou a utilização de materiais mais leves e técnicas mais sofisticadas, garantindo melhores resultados funcionais e estéticos (LIANZA, 2001).

Diferentes tipos de sistemas de classificação de órteses têm sido descritos na literatura. As órteses são freqüentemente agrupadas pelo design, objetivo, localização, material ou origem de sua força e tradicionalmente classificadas em estáticas e dinâmicas (TROMBLY e LIDEN, 1995). As órteses estáticas (Figura 1.3a) são geralmente utilizadas para garantir posicionamento e manutenção da amplitude de movimento articular, não possuem partes móveis e favorecem o posicionamento adequado tanto da mão quanto do punho. As órteses dinâmicas (Figura 1.3b) têm a função de restaurar movimentos e consistem de sistemas mecânicos que podem ser ativados das mais diversas formas (TROMBLY e LIDEN, 1995; RAHMAN *et al.*, 2000).



(a)



(b)

Figura 1.3 - Exemplos de órtese: (a) estática (MN, 2007) ; (b) órtese dinâmica (MENESES *et al.*, 2005).

O acionamento de órteses pode ser feito por meio de dispositivos mecânicos e/ou elétricos. Estes variam de sistemas simples como cabos, engrenagens, botões elétricos e botões pneumáticos a sistemas mais sofisticados como reconhecimento de sinais de Eletromiografia (EMG) que são os sinais elétricos gerados pelos músculos durante sua ativação e sinais de Eletroencefalograma (EEG) que são gerados em áreas específicas do encéfalo durante a realização de atividades. Um grande esforço tem sido aplicado no desenvolvimento de controle voluntário de membros artificiais (KANDEL *et al.*, 1985; YOSHIKAWA, 1987; CHAPPELL e KYBERD, 1991; MERLETTI e CONTE, 1995; SCHNEEBELI, 2002).

A escolha do acionamento da órtese é de extrema importância para a interação do usuário com o equipamento, facilitando sua adaptação e garantindo o aprendizado motor. Baseando nisso, vários autores propuseram a utilização do acionamento de órtese utilizando reconhecimento de sinais EMG e sinais EEG (SCOTT *et al.*, 1980; CHILDRESS, 1985; BENJUJA e KENNY, 1990a; MAIER e HEPP-REYMOND, 1995; RAINOLDI *et al.*, 2000; PFURTSCHELLER *et al.*, 2002; MARUISHI *et al.*, 2004; OKUNO *et al.*, 2005).

Pfurtscheller *et al.* em 2002 comparou o controle EEG e o controle EMG para uma órtese de mão, durante o período testado. O tempo para o usuário conseguir controlar a órtese usando EEG foi muito superior se comparado ao controle EMG. Após um período de treinamento adequado, a eficiência do controle da órtese por meio de EEG aproximou-se do controle EMG, Figura 1.4.

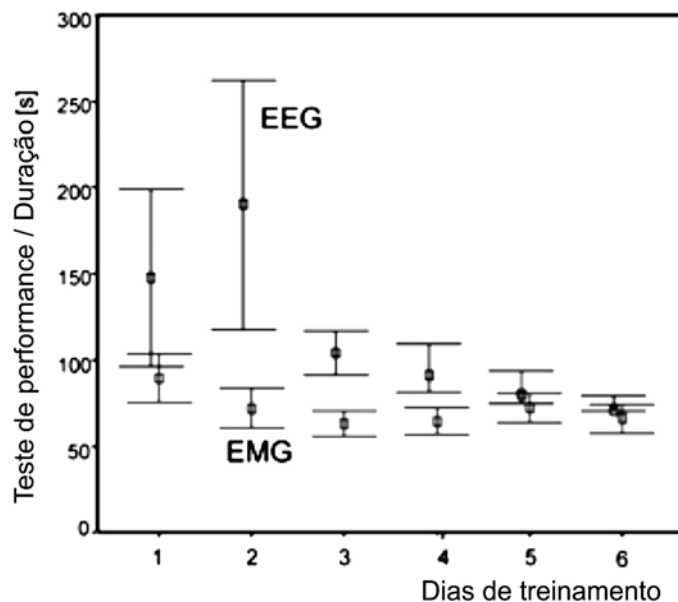


Figura 1.4 - Comparação entre controles utilizando sinais EEG e EMG (PFURTSCHELLER *et al.*, 2002).

O maior problema na utilização de sinais EMG e sinais EEG estão na sua captação. A utilização do sinal EMG garante rapidez no aprendizado motor, facilitando o controle da órtese e diminuindo o tempo necessário para a adaptação do usuário.

O sinal EMG é muito utilizado para avaliação da ativação muscular em estudos biomecânicos (NEILL *et al.*, 1994; HOF, 1997; ONISHI *et al.*, 2000), é geralmente captado utilizando dois eletrodos por ventre muscular, podendo-se utilizar um terceiro eletrodo como referência para

se obter um sinal de boa qualidade (LUCA, 1979; CHILDRESS, 1985; DICICCO *et al.* 2004).

Esse tipo de sinal foi, inicialmente, utilizado para o controle de próteses no início dos anos 40 e, desde então, é muito aplicado em equipamentos de reabilitação (BOTTOMLEY, 1965; KIRSH e AU, 1997; FERMO e DYNNIKOV, 1998, AU e KIRSCH, 2000). Durante a utilização de sinal EMG em sistemas de acionamento podem ser utilizados acionamento proporcional e/ou acionamento binário (BENJUJA e KENNY, 1990a; GORDON e FERRIS, 2004).

Para se garantir um bom controle de uma órtese de mão e a reprodução de movimentos mais delicados, além do acionamento, deve-se controlar a força de prensão da órtese. Esse controle é geralmente realizado a partir da utilização de sensores resistivos. Esse tipo de sistema possui limitações, uma vez que estes sensores apresentam dificuldades de posicionamento e fixação.

Diante da necessidade de construção de equipamentos mais eficazes, com menor custo e com melhores resultados funcionais, foi projetada, no Laboratório de Bioengenharia da UFMG (Labbio–UFMG), uma órtese funcional para mão (MENESES *et al.*, 2005). Para o adequado funcionamento desta órtese deve ser desenvolvido uma lógica de controle que será responsável por garantir uma melhor interação entre o usuário e a órtese.

Em vista das limitações na utilização de sensores para o controle de força de prensão, este trabalho propõe a implementação de um circuito de análise que será responsável pelo controle de força prensão da órtese funcional para mão.

## **1.1 - Objetivo geral**

O objetivo deste trabalho é desenvolver um circuito de controle da força de prensão da órtese de mão desenvolvida no Labbio.

### 1.1.1 - Objetivos específicos

1. Determinar a relação entre a força de prensão e a força no tendão artificial durante o movimento de flexão e extensão dos dedos da órtese.
2. Escolher o mecanismo adequado para o acionamento da órtese de mão desenvolvida no Labbio.

## 2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

O desenvolvimento de órteses dinâmicas se iniciou na década de 90. Estas órteses são conhecidas também como órteses funcionais. Um desafio a ser vencido é reproduzir a função sensorial e motora da mão, um sistema complexo e adaptável capaz de manipular com precisão objetos (CHAO *et al.* 1989). Para a regulação automática das propriedades de entrada e saída do movimento de preensão da mão, dois parâmetros físicos são de extrema importância: o ângulo de abertura da mão e a força exercida no objeto durante a preensão. Antes do contato, não haverá força, assim apenas a abertura será importante. Após o contato considerando objetos rígidos não haverá variação do ângulo, assim apenas o retorno da força será importante (CRAGO *et al.*, 1991).

BENJUYA e KENNEY (1990a) desenvolveram uma órtese de mão (*HO-Hand Orthosis*, Figura 2.1), mioelétrica utilizada para restaurar a preensão tridigital. Esta órtese utiliza sistemas de transmissão de engrenagem e rosca sem fim. Esta escolha determinou a utilização de uma grande engrenagem na órtese. O sistema elétrico da órtese *HO-Hand* também possui um grande volume.

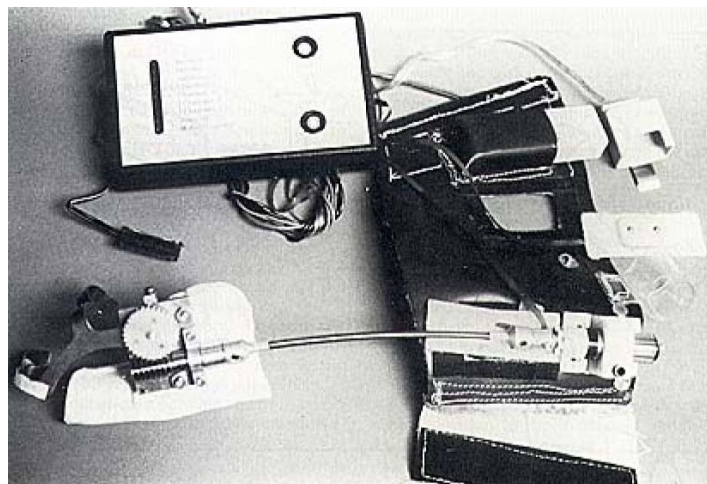


Figura 2.1 - Órtese de mão (BENJUYA e KENNEY, 1990a).

A preensão bidigital entre os dedos polegar e indicador é responsável por cerca de 20% da manipulação nas atividades da vida diária, sendo esta forma de preensão mais comum (MAGEE, 1997). Em 1990b, BENJUYA e KENNEY, propuseram a órtese híbrida de braço,

*HAO - Hybrid Arm Orthosis* (Figura 2.2). Esta órtese possui dois sistemas de acionamento: o sistema mecânico e o sistema eletromecânico. No sistema mecânico, as articulações do ombro e do cotovelo são interconectadas por um cabo flexível, desta forma, quando o usuário fizer a elevação contralateral do ombro, o sistema irá flexionar o cotovelo. No sistema eletromecânico, dois motores são responsáveis pelo movimento de pronação e supinação do pulso e da preensão da mão. A órtese é adaptada na cadeira de rodas, os controles dos motores se baseiam em portas lógicas que são comutadas para ativar os motores. A órtese não apresenta sensoriamento, com isso o retorno se faz de forma visual. A utilização de sistema mecânico limita a órtese para usuários que possuem algum movimento de ombro.



Figura 2.2 - Órtese Híbrida de Braço (BENJUJA e KENNEY, 1990b).

Em 1992, SLACK e BERBRAYER desenvolveram uma órtese mioelétrica de mão e punho, *WHO - Wrist Hand Orthosis* (Figura 2.3) para indivíduos com lesão do plexo braquial unilateral. A função desta órtese era devolver o movimento de pinça. Esta órtese possuía um atuador linear capaz de exercer uma força de até 62N. A utilização de atuadores lineares resultou em um aumento de peso e volume, pois o tamanho mínimo da base do atuador é o deslocamento linear deste.





Figura 2.3 - Órtese de Mão e Punho (SLACK e BERBRAYER, 1992).

Em 1993, MAKARAN *et al* desenvolveu uma órtese funcional para pacientes quadriplégicos (Figura 2.4). Esta órtese utiliza ligas com memória de forma, SMA, estas são ligas metálicas que quando aumentam sua temperatura mudam de forma sendo utilizadas como atuadores. As ligas com memória de forma trabalham em altas temperaturas, gerando risco de queimaduras ao usuário. A presença de componentes metálicos robustos dificulta a interação social. Seu sistema mecânico torna a órtese pesada e esteticamente desagradável.

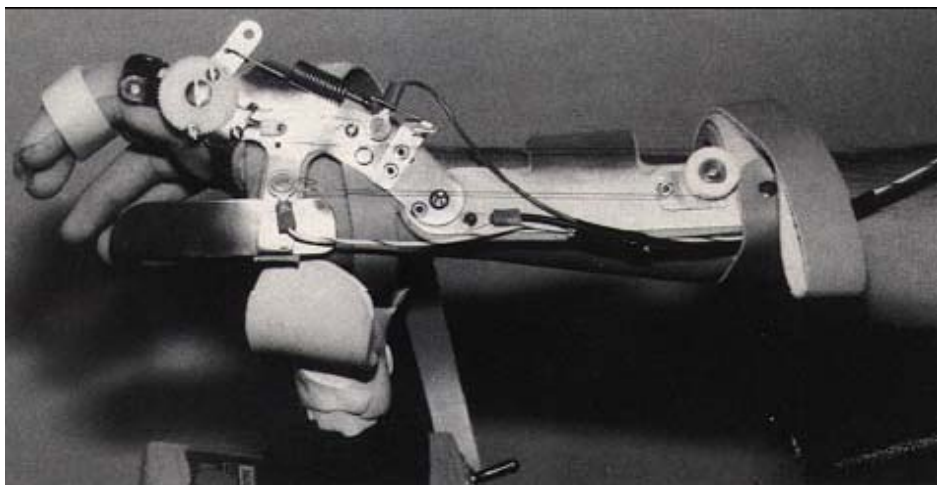


Figura 2.4 - Órtese funcional para pacientes quadriplégicos (MAKARAN *et al.*, 1993).

A utilização de materiais como termoplásticos moldáveis na estrutura de órteses funcionais de mão resultou em uma diminuição significativa no seu peso (PINTO, 1999), Figura 2.5. O fechamento da pinça deve-se apenas ao movimento do dedo indicador. Isto foi feito pela atuação de um servomotor, de acordo com a “rotação” do punho que era medida pelo sensor de posição, um potenciômetro. O acionamento por rotação do punho limita a utilização desta órtese para usuários que não perderam os movimentos de flexão e extensão do punho. O servomotor aplica um torque na articulação correspondente à articulação do dedo indicador, o qual leva ao fechamento da pinça em torno do objeto. Por não possuir sensoriamento, o usuário utiliza a sua visão como retorno. O posicionamento do servomotor e o sistema elétrico na própria órtese a torna desleigante e pesada.

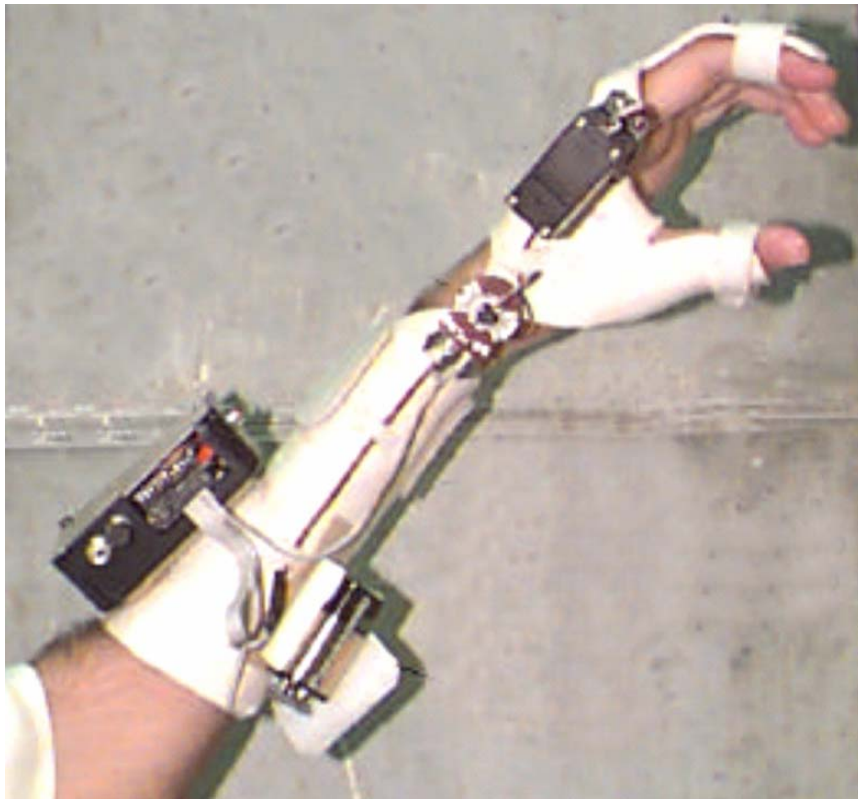


Figura 2.5 - Órtese funcional robotizada (PINTO, 1999).

PFURTSHELLE, em 2000, desenvolveram um controle usando sinais EEG para o acionamento de uma órtese de mão usada em pacientes tetraplégicos, Figura 2.6. Durante o experimento, o indivíduo era instruído a imaginar o movimento de abrir e fechar a mão e o controle da órtese era feito a partir dos sinais EEG captados durante esta atividade. Este sistema de acionamento possui restrições quanto ao posicionamento de eletrodos. O sistema

mecânico desta órtese a torna menos estética. Não foi implementado nenhum sistema de monitoramento da força de apreensão.



Figura 2.6 - Órtese EEG para pacientes tetraplégicos (PFURTSCHELLER, 2000).

Em 2004, DICICCO *et al.*, desenvolvendo um exoesqueleto, focaram-se no movimento básico de compressão entre o dedo indicador e o polegar. Os autores consideravam esse movimento responsável por uma grande parte das tarefas diárias, como pegar pequenos objetos (Figura 2.7). O exoesqueleto usa o sinal EMG processado para controlar a pressão nas válvulas pneumáticas que, por sua vez, acionam cilindros e, assim, promovem a flexão e extensão do dedo indicador. A utilização de atuadores pneumáticos em órteses tem limitações quanto ao armazenamento de ar comprimido, sendo estes reservatórios pesados e de volumes consideráveis. O sistema mecânico de transmissão de movimento, incluindo os atuadores pneumáticos, torna a órtese robusta e pesada. O equipamento não utiliza nenhum sensoramento da força de apreensão, sendo este apenas visual.

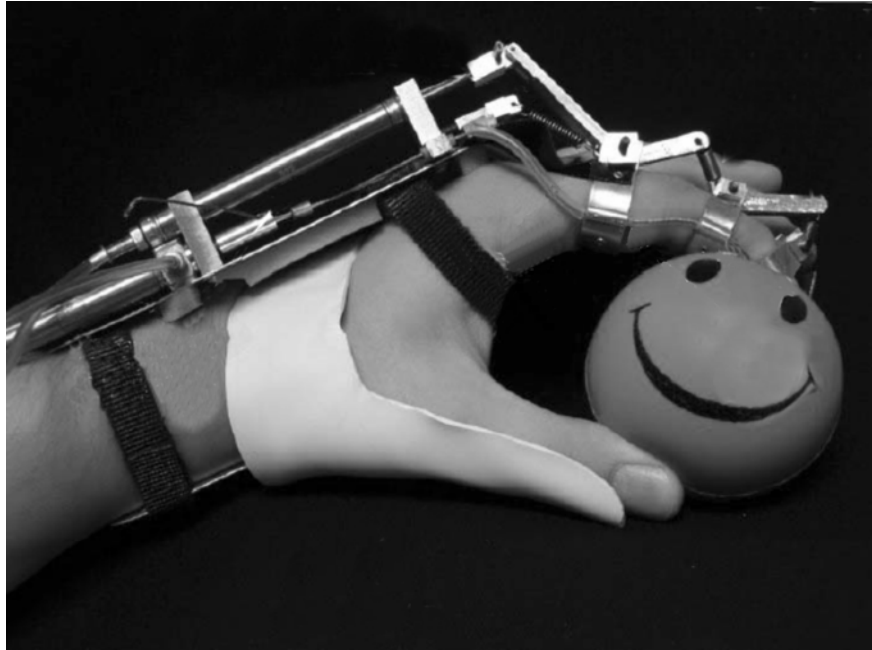


Figura 2.7 - Exoesqueleto (DICICCO et al., 2004).

Tabela 2.1 - Comparação das órteses.

Autor	Avanços	Limitações
BENJUJA e KENNEY, 1990a	Órtese funcional Dinâmica	Sistema mecânico
BENJUJA e KENNEY, 1990b	Órtese Híbrida	Sistema mecânico
SLACK e BERBRAYER, 1992	Sistema mecânico	Atuador linear
MAKARAN, 1993	Liga com mem. de forma.	Sistema mecânico
PINTO, 1999	Sistema mecânico	Movi. de punho
PFURTSCHELLER, 2000	Usuários Tetraplégicos	Sistema mecânico
DICICCO <i>et al.</i> , 2004	Não apresentou	Sistema mecânico

Após uma comparação entre as órteses (Tabela 2.1), fica visível a grande necessidade de melhoria no sistema mecânico, pois os atuais em grande maioria se demonstram robustos, sendo pesados e não esteticamente agradáveis. Outro aspecto importante é o atuador, estes podem ser grandes e mal posicionados, com isso seu controle tem uma alta relevância na segurança do usuário.

MENESES *et al.* (2005) descreveu uma órtese funcional para a mão. A grande contribuição desta órtese está em seu aspecto visual. A órtese utilizou tendões artificiais, mais leves e de dimensões reduzidas, no lugar de mecanismos mais robustos e, com isso, obteve-se uma

órtese esteticamente agradável e confortável. Foram utilizados eletrodos ativos para acionamento por sinal EMG, circuito eletrônico e motor CC, Figura 2.8.

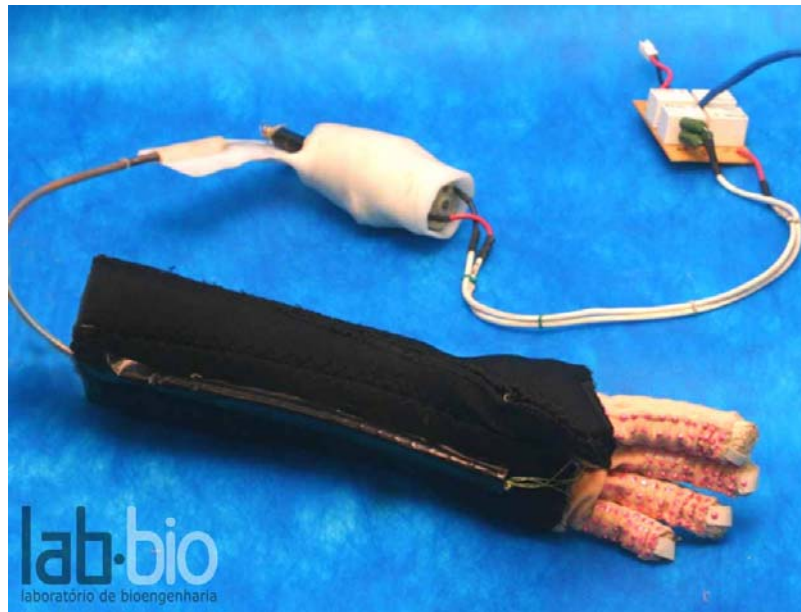


Figura 2.8 - Órtese desenvolvida no LABBIO-UFMG.

O circuito elétrico se mostra simples e pequeno. O posicionamento do atuador fora da luva a torna leve. Para que esta órtese seja empregada clinicamente, é necessária a implementação de um sistema de controle de força e com isso garantir a segurança do usuário. Por este motivo, este é o principal objetivo do presente trabalho.

### 3. MATERIAL E MÉTODO

Para criar o controle de força de prensão da órtese de mão desenvolvida no Labbio, foi necessário criar uma metodologia de experimentos e conceitos. Os materiais utilizados foram a órtese de mão, seus componentes, sensores para realização dos experimentos e o motor CC. Como o controle de força de prensão da órtese será realizado pela análise do motor CC, foi necessário determinar a relação da força de prensão com a força de tração no tendão artificial, essa tração é responsável indiretamente pelo torque do motor CC. Para a determinação desta relação foi criada uma bancada que utilizou dois sensores, esses foram ajustados em experimentos iniciais.

O experimento para determinação da relação da força de prensão com a força de tração no tendão artificial foi realizado dinamicamente e estaticamente.

Conceitos do motor CC foram utilizados para criação do circuito de análise e dimensionamento do conjunto motor - redutor.

#### 3.1- Órtese de mão

A órtese de mão é composta por uma luva de proteção que envolve a mão do usuário com tendões artificiais (linha Deep One, P4, do fabricante SunLine), um conjunto motor – redução, um circuito de controle e eletrodos ativos (Figura 3.1).

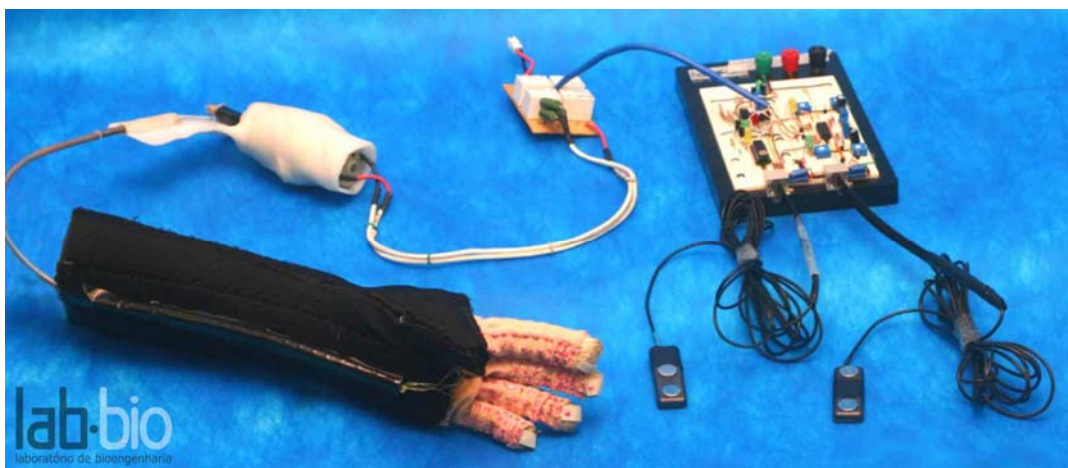


Figura 3.1 - Órtese de mão desenvolvida no Labbio.

A luva é confeccionada com um tecido maleável e antialérgico, pois estará em contato direto com a mão do usuário. Na ponta de cada dedo uma abertura foi feita com o objetivo de



verificar a ocorrência de isquemia, falta de circulação sanguínea, devido à pressão que o tecido exerce sobre a mão do usuário. Utilizou-se antiderrapante (Tinta relevo dimensional do fabricante ACRILEX) na ponta dos dedos da luva para aumentar o atrito durante a apreensão de objetos (Figura 3.2).

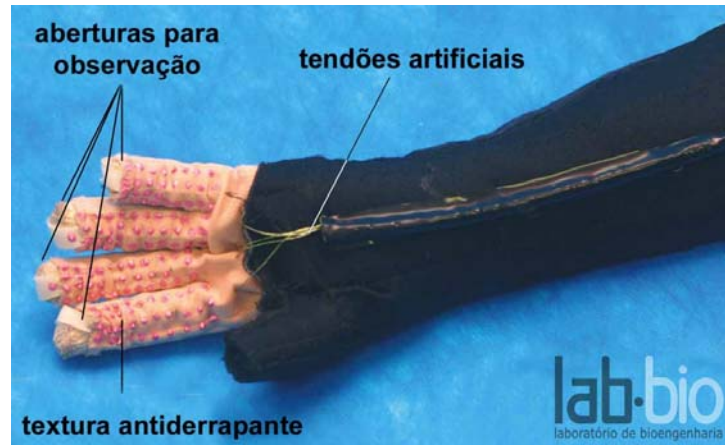


Figura 3.2 - Vista frontal da órtese desenvolvida no Labbio.

Os tendões artificiais (Figura 3.2) reproduzem a função dos tendões da mão humana, esses transmitem o movimento do atuador eletromecânico para os dedos, promovendo os movimentos de flexão e extensão dos dedos.

Em sua parte posterior foram fixados tendões artificiais e estes são conectados a uma mola. A mola gera uma força contrária à flexão, sendo responsáveis pela extensão dos dedos da órtese. A mola trabalha em regime elástico, aumentando sua vida útil. A utilização da mola para a realização deste movimento é viável dada à pequena força necessária na extensão, Figura 3.3.

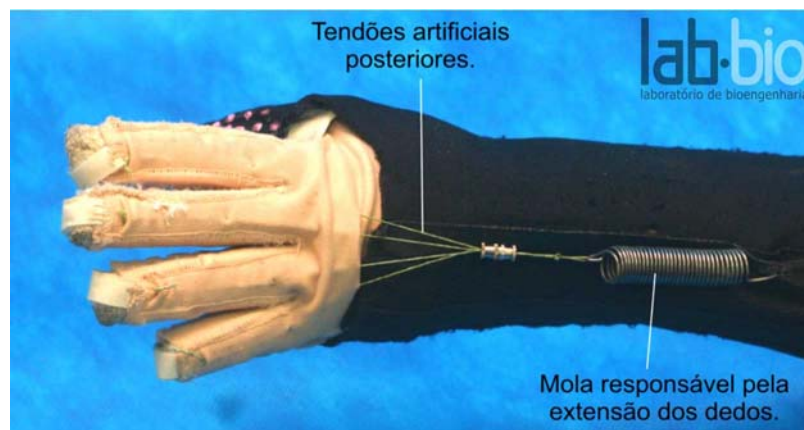


Figura 3.3 - Vista posterior da órtese desenvolvida no Labbio.

O acionamento da órtese é feito por sinais EMG, captados por dois sensores de eletrodos ativos superficiais (Figura 3.4), sendo um sensor responsável pela flexão dos dedos (Anexo II, Canal A) e o outro sensor pela extensão dos dedos (Anexo II, Canal B). Cada um destes sensores está posicionado em um grupo muscular ativo do usuário. É utilizado um sinal de referência, este é um fio posicionado superficialmente no braço do usuário. Quando o usuário deseja acionar a órtese ele contrai o grupo muscular equivalente, gerando um sinal EMG que será captado por um dos sensores.



Figura 3.4 - Eletrodos ativos.

Um circuito elétrico foi utilizado para captar os sinais dos eletrodos ativos e gerar o acionamento do atuador elétrico (MENESES *et al.*, 2005), Figura 3.5. O circuito é comandado por um micro-controlador, família PIC, sendo este responsável por toda lógica de controle, este recebe os sinais dos eletrodos ativos e aciona o motor C.C. Sinais involuntários devem ser esperados (MAKARAN *et al.*, 1993; WATKINS, 2001), para isso uma lógica de segurança foi criada, caso o usuário em momento de pânico acione simultaneamente os eletrodos ativos o circuito automaticamente abre a órtese para garantir a segurança do usuário.

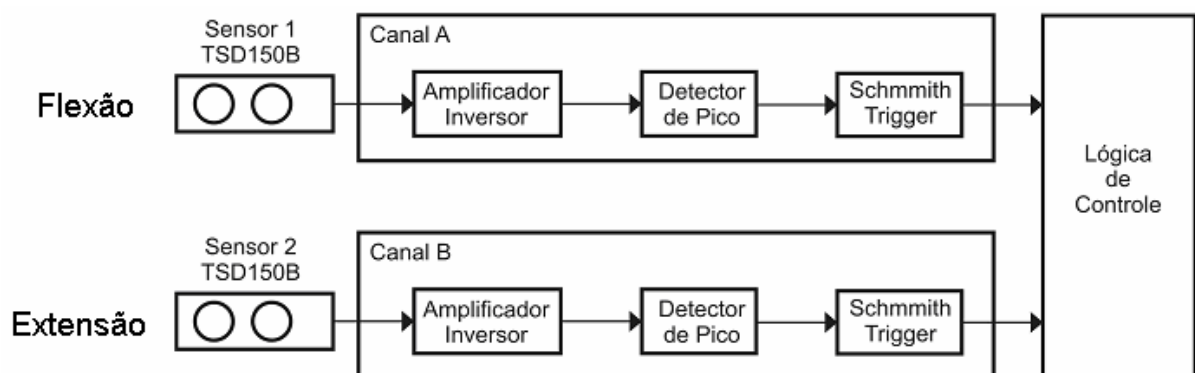


Figura 3.5 - Diagrama elétrico da órtese de mão da UFMG (MENESES *et al.*, 2005).



Para verificar o funcionamento do circuito de controle, foi utilizado um retorno ou sistema visual formados por diodos de emissão de luz, LED. Cada canal possui um LED em sua saída que é acionado quando o grupo muscular escolhido for contraído.

Esse sistema é útil para o usuário visualizar o acionamento e o correto funcionamento do equipamento. Também é importante para a manutenção do equipamento, pois ao verificar o acendimento dos LEDs diante de uma contração muscular e o não acionamento do atuador pode-se concluir que o circuito de captação do sinal mioelétrico não possui problemas (Figura 3.6).

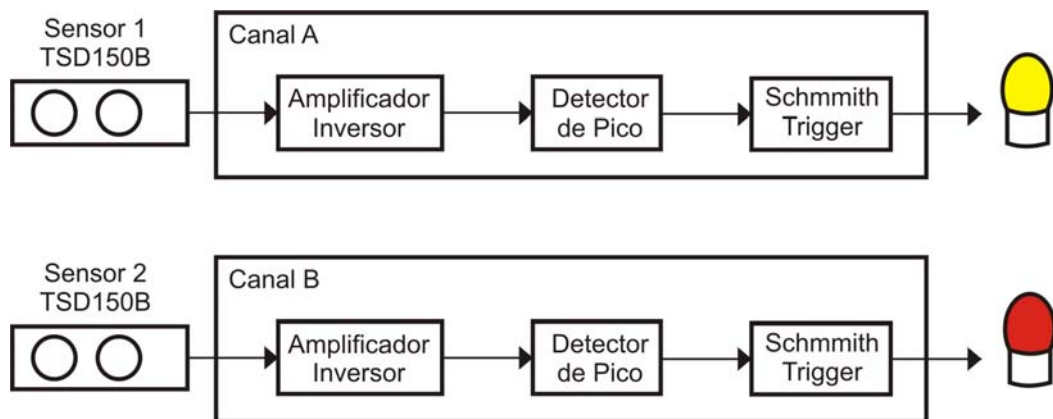


Figura 3.6 - Diagrama dos canais de captura (MENESES, 2005).

O atuador elétrico é um conjunto motor–redução acoplado a um eixo onde é fixado o tendão artificial (Figura 3.7). Ao ser acionado, o atuador gira o eixo puxando tendão artificial, promovendo a flexão dos dedos da órtese e ao girar em sentido contrario o eixo libera o tendão artificial e promovendo a extensão dos dedos da órtese.

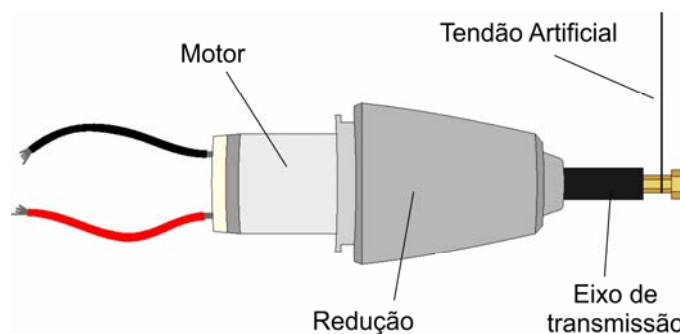


Figura 3.7 - Conjunto motor / redução acoplados no eixo de transmissão.

Um motor CC foi utilizado como atuador da órtese de mão. O motor elétrico é composto basicamente por um rotor, um estator e um comutador. O estator gera um campo magnético fixo, enquanto no rotor a corrente elétrica que gera o campo magnético é alternada pelo comutador. A interação entre estes dois campos magnéticos gera o torque no eixo do motor (Figura 3.8).

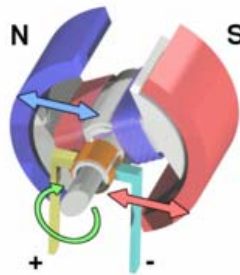


Figura 3.8 - Força gerada pela interação dos campos.

### 3.2- Determinação da força de tração no tendão

Um dos requisitos de segurança de uma órtese de mão é o controle da sua força de preensão, evitando acidentes, como a quebra e esmagamento de objetos.

A força de preensão nos dedos da órtese é transmitida para o motor pelos tendões artificiais. Essa força não pode ser relacionada diretamente como torque do conjunto motor-redutor. Isto ocorre por alguns fatores, dentre os quais estão o atrito gerado pela passagem dos tendões artificiais por um duto condutor e a energia perdida pela deformação da luva devido à variação angular no movimento de contração de seus dedos.

O estudo realizado na *Handmaster* (ALON e MCBRIDE, 2003) trata-se de um experimento qualitativo e não quantitativo, sendo este empregado no desenvolvimento da grande maioria das órteses de mão.

Para a realização deste trabalho foi empregado um estudo quantitativo. Este estudo tem como objetivo a determinação da força de tração no tendão artificial em função da força de preensão para cada ângulo de flexão e extensão dos dedos da órtese. O experimento foi realizado para várias cargas simulando diversas forças de preensão.

Os sensores utilizados para medição durante o experimento foram uma célula de carga Kratos modelo MM20K e um acelerômetro modelo ADXL213 da Analog Devices.

A célula de carga é um transdutor de medição de força, sendo aplicada desde balanças comerciais até automação e controle de processos industriais. Strain Gage, sensores resistivos, são a alma da célula de carga, estes formam uma ponte de Wheatstone. Esta quando submetida a uma força que provoca uma deformação em sua estrutura, ocorre uma variação de sua resistência ôhmica, gerando um sinal elétrico proporcional à força aplicada devido ao desbalanceamento da ponte Wheatstone.

Para ajuste da célula de carga foi realizado um experimento (Figura 3.9), onde pesos conhecidos foram adicionados a uma base, onde esta conectada foi à célula de carga. Para cada peso foram feitas cinco medidas para verificar a repetibilidade e desvio padrão das medidas, com os valores das medidas foi determinada a curva de medição da célula de carga.

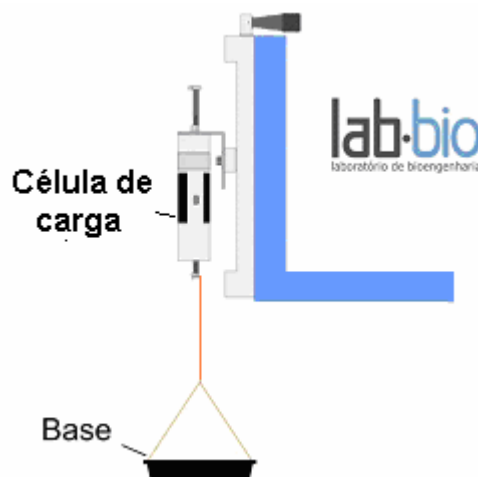
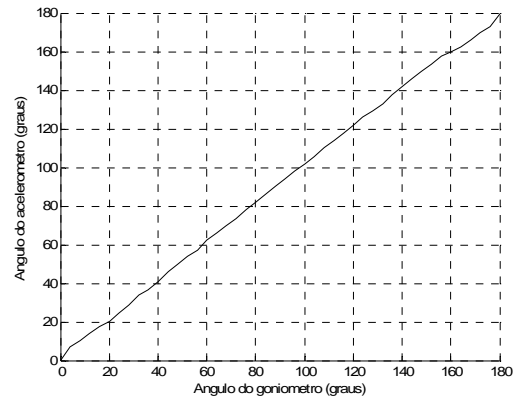


Figura 3.9 - Experimento de ajuste da célula de carga.

O acelerômetro é utilizado para medir acelerações. Para usar o acelerômetro como goniômetro digital, Figura 3.10a, utiliza a projeção da gravidade em seus eixos (SANTOS FILHO *et al.*, 2006). Após o ajuste, pode-se verificar a aproximação dos ângulos medidos pelo acelerômetro com os ângulos de um goniômetro convencional, Figura 3.10b.



(a)



(b)

Figura 3.10 - (a) Goniômetro digital ; (b) Ajuste dos ângulos (SANTOS FILHO *et al.*, 2006).

Os dados da célula de carga e do acelerômetro foram capturados simultaneamente por uma placa de aquisição de dados, Spider-8 600MHz, conectada a um computador. Com base em um sistema desenvolvido no Laboratório NEPEB (SANTOS FILHO *et al.*, 2006), os dados foram armazenados para processamento e análise futura.

Uma bancada de testes foi criada. A órtese de mão foi fixada na bancada. Fios foram presos na ponta dos dedos da órtese. Estes fios passaram por uma roldana e em sua outra extremidade foi presa uma base onde cargas foram colocadas, Figura 3.11. As forças das cargas foram transmitidas para as pontas dos dedos da órtese, simulando a preensão na ponta dos dedos.

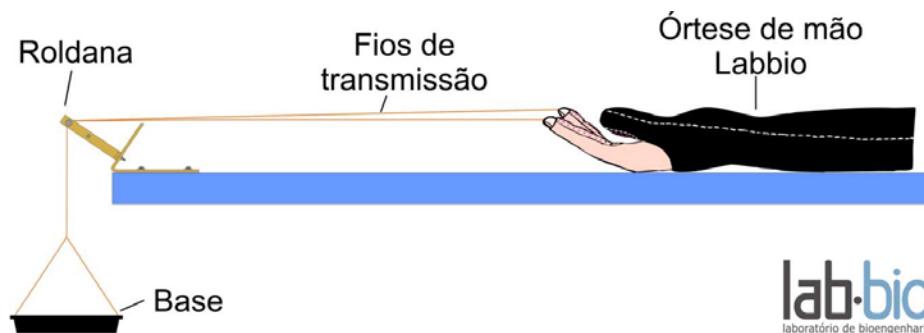


Figura 3.11 - Fixação dos fios na órtese e na base.

Para determinação do atrito da polia, foi realizado um experimento utilizando a célula de carga (Figura 3.12). Pesos foram adicionados, para cada peso foram feitas cinco medidas.

Após a determinação da curva esta será comparada com a curva de ajuste da célula de carga e com isso será possível a determinação do atrito da polia.

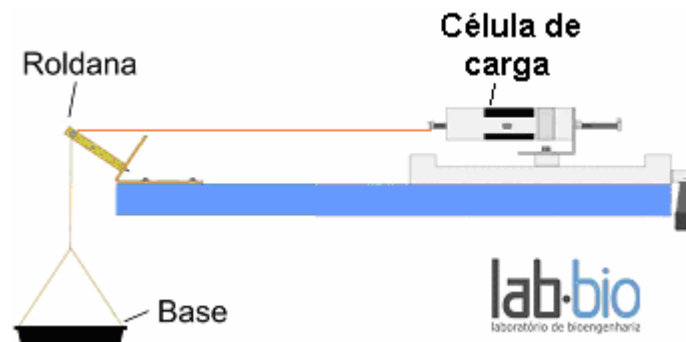
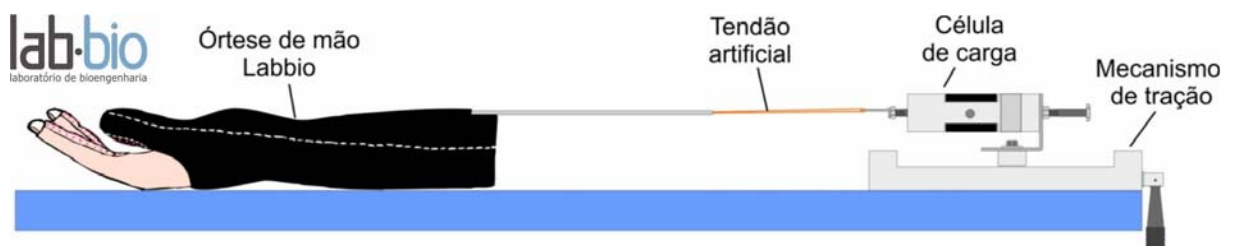
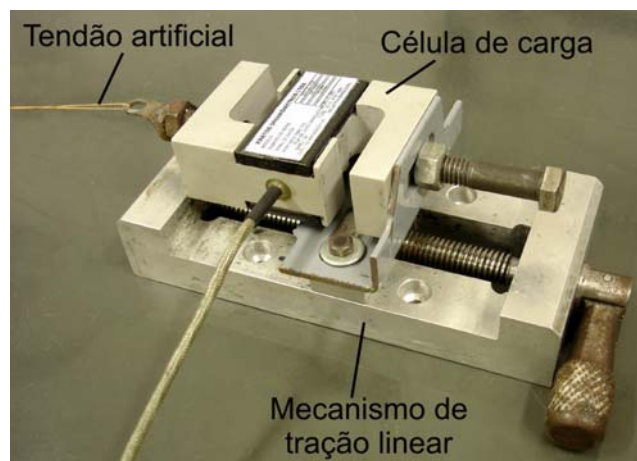


Figura 3.12 - Experimento para determinação do atrito da polia.

O tendão artificial foi fixado em uma célula de carga e esta em um mecanismo de tração, Figura 3.13. O mecanismo de tração foi colocado no lugar do conjunto motor–reductor, com isso simulando a flexão e extensão dos dedos da órtese.



(a)



(b)

Figura 3.13 - (a) Esquema de Montagem; (b) Detalhe da montagem da célula de carga.

No experimento, um acelerômetro foi fixado no dedo indicador a fim de coletar os ângulos dos dedos durante a flexão e extensão, Figura 3.14. O acelerômetro consiste em um cristal piezo-elétrico que, quando submetido a deformações mecânicas gera um sinal elétrico. Por ser sensível a aceleração da gravidade, este reconhece a variação da inclinação e, a partir de um programa, pode indicar a variação de seu ângulo em relação a um valor inicial pré-determinado.

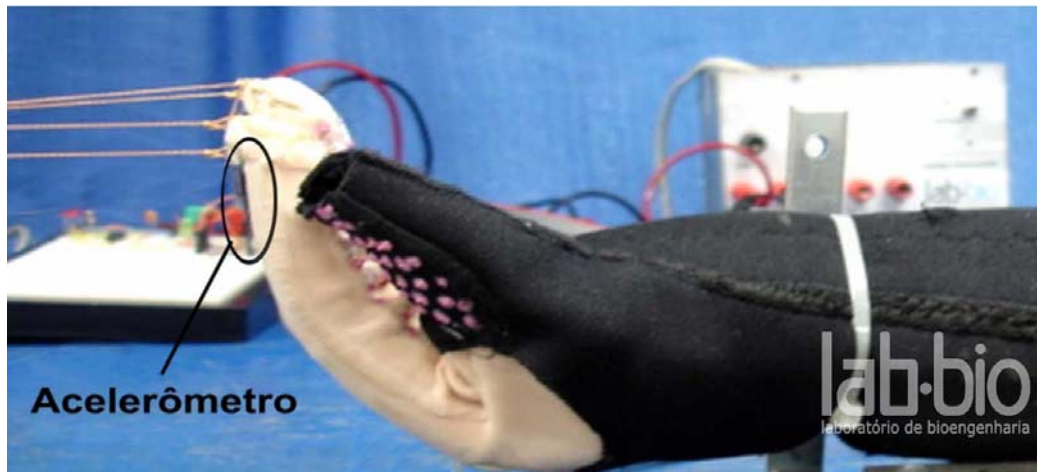


Figura 3.14 - Acelerômetro responsável pela leitura dos ângulos dos dedos.

Para determinação da resistência mecânica da órtese, o experimento foi realizado sem carga. Após isso, foram adicionadas cargas com o valor de 0,98N até atingir o valor máximo de 9.81N. Segundo TROMBLY (1989), uma força de preensão de aproximadamente 39 N é necessária para a execução de cerca de 90% das atividades de vida diária, enquanto cerca de 9.81 N é suficiente para a execução superior a 50% delas. Para todas as cargas foi realizada a variação do ângulo de abertura da órtese, variando de 0° a 80° aproximadamente, Figura 3.15. Os dados foram coletados continuamente em todo o processo de flexão e extensão para a análise do comportamento do ciclo completo de preensão da órtese.

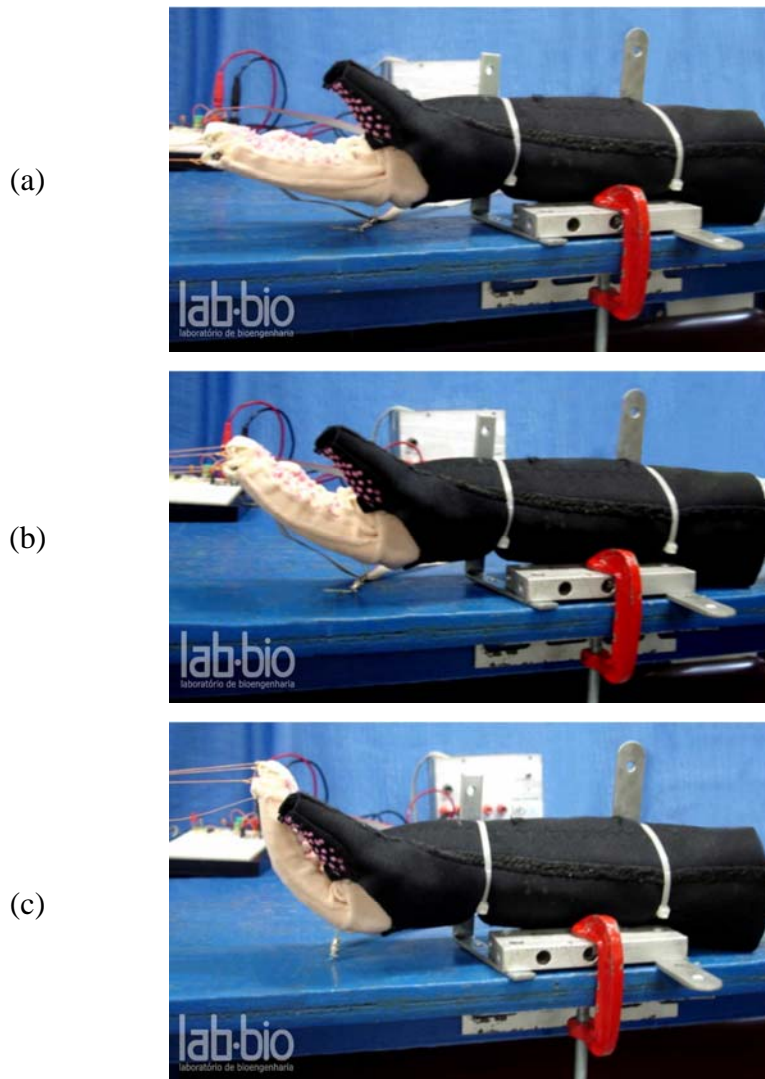


Figura 3.15 - Variação dos ângulos durante o experimento.  
(a) Angulação de  $0^\circ$ , (b) Angulação de  $45^\circ$  e (c) Angulação de  $80^\circ$ .

Pelo fato de não utilizar um sistema de tração com velocidade constante, foi realizado o mesmo experimento com medidas estáticas. Esse método irá evitar influência da aceleração durante o experimento.

### 3.3- Dimensionamento do conjunto motor-redução

Pelo fato do conjunto motor - redução ser responsável pelos movimentos de flexão e extensão dos dedos da órtese, o seu dimensionamento é responsável por dois fatores da órtese de mão: o tempo de fechamento e a força de prensão.



Para o dimensionamento do conjunto motor-reductor, foi calculada a potência de acionamento da órtese. Foi especificado o tempo de fechamento dos dedos da órtese de 2 segundos e então medido a variação no comprimento do tendão artificial necessário para ocorrer à flexão, esse comprimento é de 0,07m. Para cálculo da potência do acionamento foi utilizado o resultado da força máxima no tendão artificial, no experimento o valor máximo encontrado foi próximo a 80 N para a carga de 9.81N na ponta dos dedos (Figura 3.16).

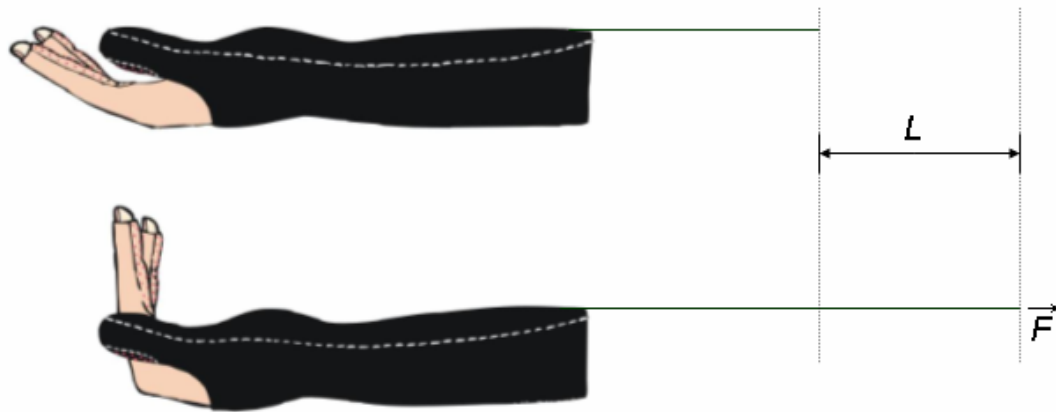


Figura 3.16 - Potência de acionamento da órtese.

Usando os valores de 2 segundos para fechamento da mão, 0,07m de variação do comprimento do tendão e o valor de 80 N de força no tendão artificial, foi calculado o valor da potência usando a equação (1), (HICKS, 2004):

$$P = \frac{L \cdot F}{t} \quad (1)$$

$P$  é a Potência de acionamento [W];

$L$  é a variação do comprimento do tendão artificial [m];

$F$  é a força máxima no tendão artificial [N];

$t$  é o tempo de fechamento da órtese [s].

Foi encontrado o valor da potência de 2,8W para o acionamento da órtese.

Após o cálculo da potência de acionamento da órtese, deve-se escolher o número de voltas que a polia deve realizar para a flexão total dos dedos da órtese. Determinado o número de



voltas, o próximo passo é calcular o diâmetro da polia que irá tracionar o tendão artificial, para esse cálculo usa-se a equação (2), (HICKS, 2004):

$$D = \frac{L}{n_v \cdot \pi} \quad (2)$$

$D$  é o diâmetro da polia [m];

$L$  é a variação do comprimento do tendão artificial [m];

$n_v$  é o número de voltas.

Para o fechamento da órtese em uma volta, encontra-se o diâmetro da polia de 0,0223m. Visando facilitar o processo de fabricação, esse valor poderá ser arredondado para 0,023m. O aumento do diâmetro resultará em um sobre dimensionamento do sistema.

Calculado o diâmetro da polia, o próximo passo foi calcular o torque na polia, que utilizará o resultado do experimento realizado para determinar a tração no tendão artificial. O valor máximo encontrado foi próximo e inferior a 80 N, assim arredondando o valor a ser utilizado. O torque na polia foi determinado pela equação (3), (HICKS, 2004):

$$T_p = F \cdot r \quad (3)$$

$T_p$  é o torque da polia [Nm];

$F$  é a força máxima no tendão artificial [N];

$r$  é o raio da polia [m];

O torque na polia encontrado para a força no tendão artificial de 80N foi de 0,89 Nm.

A escolha da redução é muito importante uma vez que estas são de custo elevado para fabricação, com isso normalmente é escolhida uma redução comercial. Para o acionamento da órtese foi utilizado uma redução de 49 vezes.

Diante dos valores do torque na polia e os parâmetros da redução como relação de rotações e sua eficiência pode-se calcular o torque do motor pela equação (4), (HICKS, 2004):

$$T_m = T_p \cdot \frac{n_p}{n_m} \cdot \varepsilon \quad (4)$$

$T_m$  é o torque do motor (Nm);

$T_p$  é o torque da polia (Nm);

$n_m$  é a rotação do motor (rpm);

$n_p$  é a rotação da polia (rpm);

$\varepsilon$  é a eficiência da redução.

Calculado o torque do motor, a rotação e a potência pode-se escolher o motor CC. Inicialmente devem-se encontrar os motores com a potência calculada, com isso serão encontrados motores com várias combinações de torque e rotação. Usando a rotação do motor em relação à rotação da polia de acordo com a redução usada, encontra-se o motor CC desejado para o acionamento da órtese de mão.

### 3.4 – Concepção do circuito de análise

É importante o controle da força da órtese durante a preensão a fim de evitar lesões ao usuário. O circuito de análise é responsável pelo controle da força de preensão da órtese de mão.

A partir da relação força de preensão com a força de tração do tendão artificial, encontrada a partir do teste descrito no item 3.1, pode-se controlar a força de preensão analisando o motor CC, uma vez que este é responsável pela tração no tendão artificial.

Para o desenvolvimento do circuito de análise foi utilizada uma característica importante do atuador que é o aumento da corrente elétrica em função do torque. Assim, o torque pode ser identificado pela equação (5), (BASÍLIO e MOREIRA, 2001):

$$T_m = k \cdot I \quad (5)$$

$T_m$  é o torque do motor [Nm];

$K$  é uma constante do motor [Nm / A];

$I$  é a corrente elétrica do motor [A];

Onde a constante  $k$ , fornecida pelo fabricante, varia de acordo com o motor. Após a escolha do motor que será utilizado como atuador deve-se verificar suas características junto a documentos fornecidos pelo fabricante para se obter o valor desta constante.

A Figura 3.17 mostra os parâmetros de um motor CC, onde as curvas de eficiência (Eff), corrente (I), potência (P) e velocidade (N) estão expressas em função do torque.

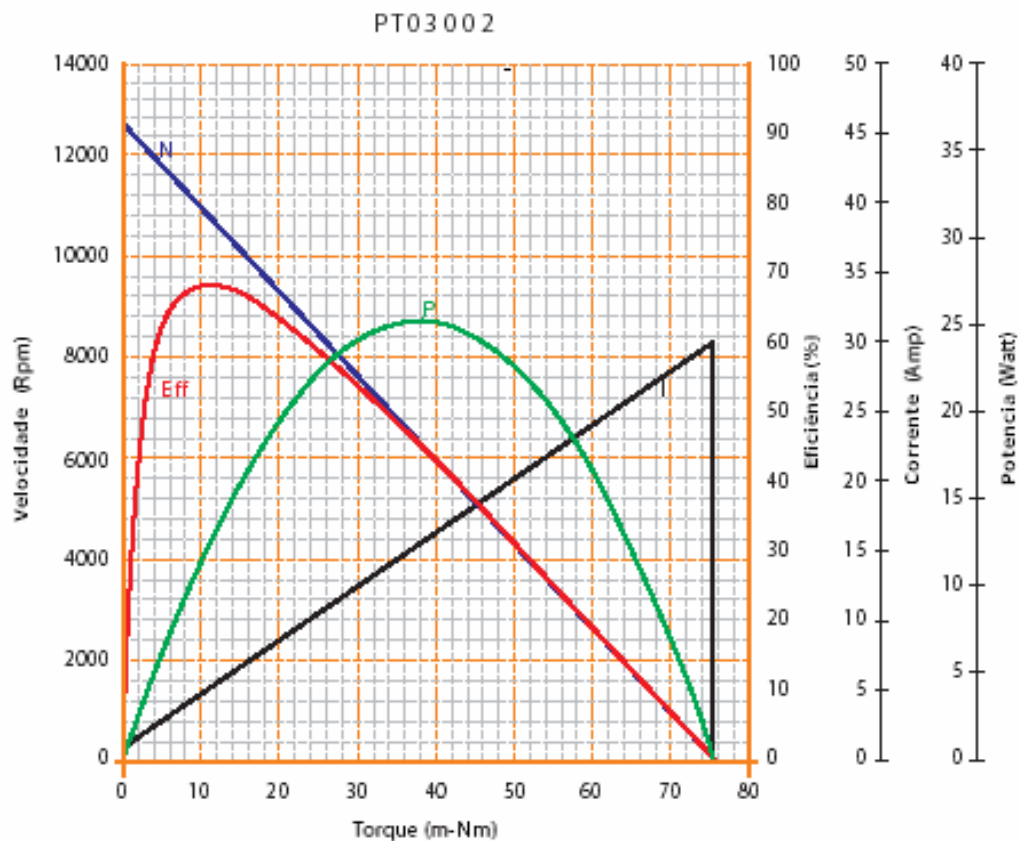


Figura 3.17 - Parâmetros do motor Johnson Electric PT03002 (Johnson Electric, 2005).

Pode-se verificar, na Figura 3.17, a relação da corrente elétrica em função do torque, observando-se que há uma relação proporcional entre eles, sendo o  $k$  a inclinação desta curva.

O circuito de análise foi construído a partir de um conjunto de resistências de potência e amplificadores operacionais (Anexo III). O circuito de análise foi colocado em série com o motor, assim a corrente elétrica que passa pelo motor é a mesma que passa pelo circuito de análise, Figura 3.18. Essa corrente, ao passar pelo circuito de análise, gera uma diferença de potencial (d.d.p.). Essa d.d.p. é comparada a uma d.d.p. de referência. Quando o comparador reconhece que a tensão do circuito está maior que a tensão de referência o circuito de análise envia um sinal de sobre-corrente, controlando a corrente máxima do motor e conseqüentemente o torque.

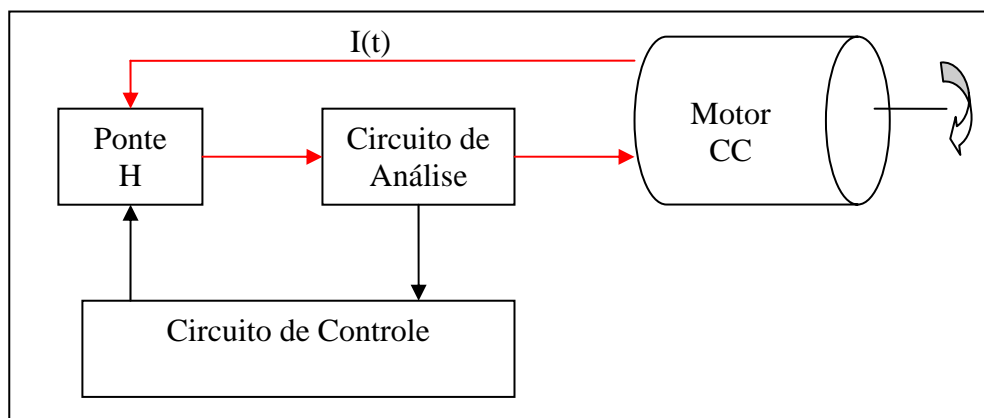


Figura 3.18 - Diagrama em blocos do sistema de controle da força de prensão.

A d.d.p. de referência é regulada de acordo com a corrente desejada, com isso para variar o torque do motor deve-se variar a tensão de referência.

O circuito de análise envia ao circuito de controle um sinal de retorno indicando a ocorrência de sobre corrente. Esta sobre corrente significa que o motor CC está gerando um torque superior ao estipulado, ou seja, a força de prensão da órtese de mão está superior ao determinado. O circuito de controle imediatamente desliga a motor CC, garantindo a segurança no uso da órtese para a prensão de objetos e segurança do usuário.

Outra característica importante do motor CC a ser considerada é o momento do acionamento do motor. Quando este parte do repouso, sua corrente elétrica tende a ser alta, superando o valor pré-determinado. Foi verificado o tempo de sobre corrente, sendo este inferior a 0,1

segundo. A solução aplicada foi criar um atraso no circuito de controle. Com isso ao acionar o motor CC o circuito de controle irá desconsiderar o sinal de sobre corrente do circuito de análise durante o tempo de 0,1 segundo. Só após esse tempo o circuito de corrente irá considerar o sinal de sobre corrente.

### 3.5 - Circuito de controle

O circuito de controle desenvolvido é responsável por todo o controle da órtese (Anexo III). Este receberá os sinais EMG dos eletrodos ativos e o sinal do circuito de análise. Após a escolha dos parâmetros apropriados, um microcontrolador é programado com um algoritmo de controle para analisar os dados dos sensores e gerar saídas (REISCHL *et al.*, 2001).

Um algoritmo de controle foi criado (Tabela 3.1), este é responsável controlar o acionamento do motor CC de acordo com o acionamento dos eletrodos ativos. O algoritmo analisa constantemente o sinal do circuito de análise durante o movimento de preensão. Ao reconhecer uma força de preensão superior à força pré-determinada, o algoritmo desativa o acionamento do motor CC. O algoritmo foi capaz de reconhecer comandos involuntários e por meio de uma lógica de segurança este toma uma decisão estabelecida, ou seja, abre os dedos da órtese e com isso garantindo a segurança do usuário.

Tabela 3.1 - Algoritmo de controle da órtese.

Canal A	Canal B	Sobre corrente	Ação
1	0	0	Flexão dos dedos
0	1	0	Extensão dos dedos
1	0	1	Para na posição atual
1	1	X	Extensão dos dedos

Para gerar os movimentos de flexão e extensão dos dedos da órtese utilizando apenas um motor CC, este deve girar em sentido horário e anti-horário. O sentido de rotação do motor CC é gerado de acordo com a polarização de suas bobinas, alternando a polarização altera-se o sentido de rotação do motor CC. Uma ponte H foi utilizada para alterar a polarização do motor CC, deste modo alterando o sentido de sua rotação.

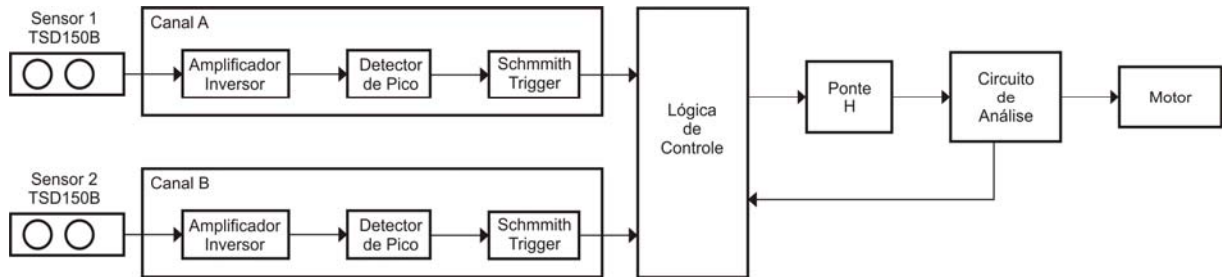


Figura 3.19 - Diagrama do circuito de controle completo.

A ponte H utilizada é constituída por quatro relés (Figura 3.20a). Os relés utilizados são acionados por polarização, ou seja, ao aplicar uma tensão na sua bobina esta gera um campo magnético e com isso fecha o contato metálico interno. O funcionamento da ponte H é feito a partir do chaveamento dos relés. Ao acionar o relé 1 e o relé 3 (Figura 3.20b), será ligado o +Vcc à esquerda do motor e o terra a sua direita, com isso gerando uma polarização no motor que irá girar em um certo sentido, por exemplo sentido horário. Ao acionar o relé 2 e o relé 4 (Figura 3.20c), será ligado o +Vcc à direita do motor e o terra a sua esquerda, com isso gerando uma polarização contrária a ligação anterior, assim o motor irá girar em sentido contrario, sentido anti-horário. Deve-se tomar cuidado com o chaveamento dos relés, pois se chavear o relé 1 e o relé 4 simultaneamente assim como o relé 2 e o relé 3 irá ocorrer a ligação direta do +Vcc com o terra e com isso gerando um curto circuito.

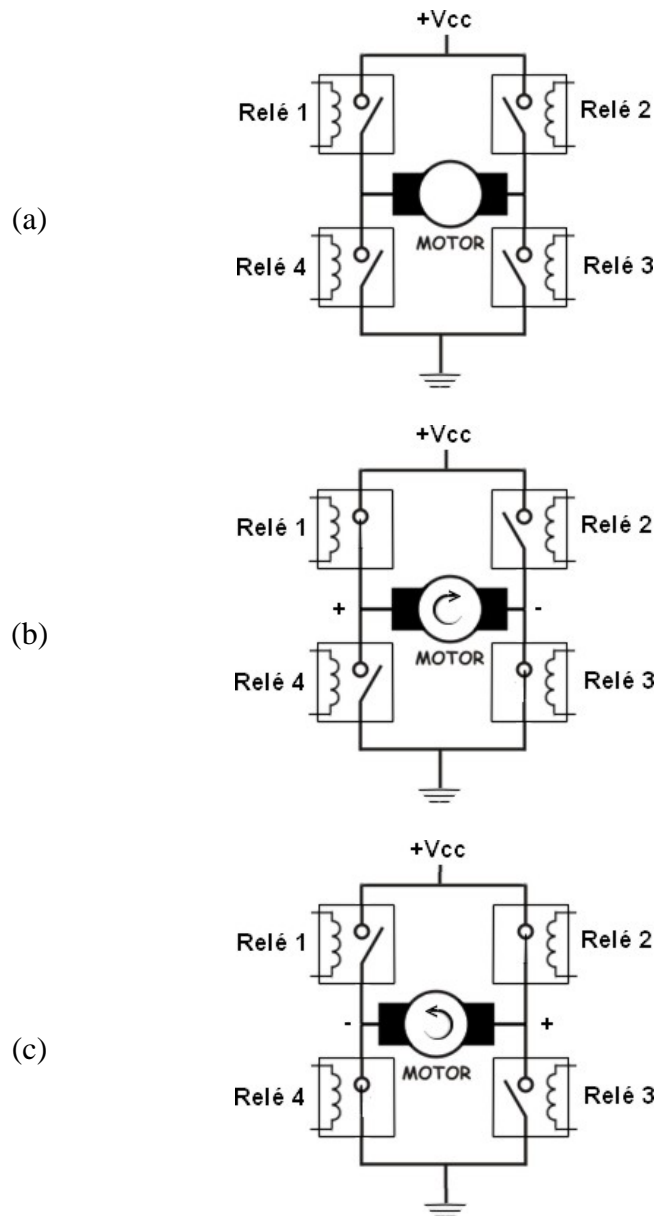


Figura 3.20 - Ponte H.

## 4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

### 4.1- Resultados do experimento para determinação da tração

Para os valores do experimento de ajuste da célula de carga foram calculados as médias e os desvios padrões (Tabela 4.1). Para o ajuste da célula de carga foram encontradas incertezas inferiores a 0,2%.

Tabela 4.1 - Ajuste da célula de carga.

Peso (N)	1,0742	1,56479	2,05588	2,54668	3,03747	3,52846	4,01935	4,50976	5,00035
Medida 1 (V)	0,01100	0,01600	0,02090	0,02580	0,03080	0,03580	0,04080	0,04560	0,05080
Medida 2 (V)	0,01100	0,01590	0,02090	0,02590	0,03100	0,03580	0,04080	0,04570	0,05080
Medida 3 (V)	0,01090	0,01600	0,02100	0,02590	0,03080	0,03590	0,04090	0,04570	0,05060
Medida 4 (V)	0,01100	0,01600	0,02080	0,02580	0,03080	0,03580	0,04070	0,04580	0,05080
Medida 5 (V)	0,01100	0,01590	0,02090	0,02590	0,03080	0,03590	0,04080	0,04580	0,05060
Média (V)	0,01098	0,01596	0,02090	0,02586	0,03084	0,03584	0,04080	0,04572	0,05072
Desvio padrão (V)	0,00004	0,00005	0,00007	0,00005	0,00009	0,00005	0,00007	0,00008	0,00011
Incerteza tipo A (%)	0,18215	0,15348	0,15131	0,09472	0,12970	0,06835	0,07751	0,08184	0,09659

Diante dos valores das medições, foi traçada a curva de tensão (V) em função da carga (N) (Figura 4.1). A aproximação linear demonstrou-se boa, com coeficiente de correlação superior a 0,99, sendo que a célula de carga possui uma não linearidade de aproximadamente 0,02%. Esta possui interseção na origem, isso foi comprovado pela regressão linear gerada pelas medições onde o deslocamento da origem se encontrou na ordem de  $9 \times 10^{-5}$ .

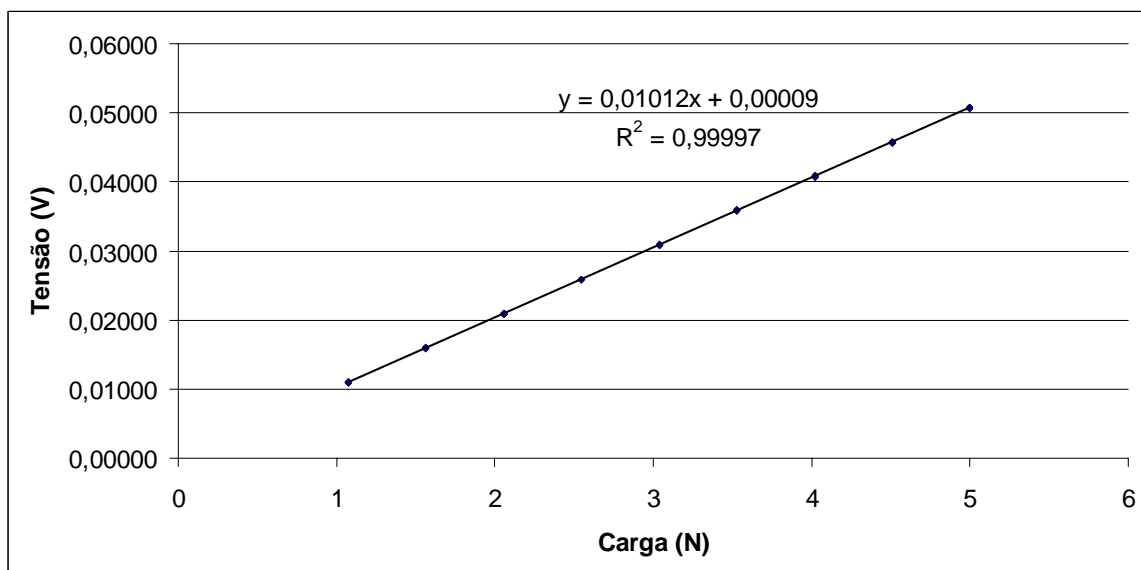


Figura 4.1 - Curva de ajuste da célula de carga.



#### 4.2- Resultados do experimento para determinação do atrito da polia

Os valores do experimento de determinação do atrito da polia demonstraram uma boa repetibilidade com desvios padrões iguais e inferiores a 0,00013V (Tabela 4.2). As incertezas dos dados para o experimento de determinação do atrito na polia foram inferiores a 0,3%.

Tabela 4.2 - Determinação do atrito da polia.

Peso (N)	1,07420	1,56479	2,05588	2,54668	3,03747	3,52846	4,01935	4,50976	5,00035
Medida 1 (V)	0,00980	0,01420	0,01880	0,02290	0,02740	0,03160	0,03600	0,04120	0,04550
Medida 2 (V)	0,00970	0,01430	0,01880	0,02300	0,02760	0,03160	0,03610	0,04100	0,04540
Medida 3 (V)	0,00980	0,01420	0,01900	0,02300	0,02750	0,03170	0,03610	0,04100	0,04520
Medida 4 (V)	0,00980	0,01440	0,01900	0,02290	0,02750	0,03170	0,03600	0,04100	0,04540
Medida 5 (V)	0,00980	0,01430	0,01880	0,02300	0,02760	0,03170	0,03590	0,04120	0,04520
Média (V)	0,00978	0,01428	0,01888	0,02296	0,02752	0,03166	0,03602	0,04108	0,04534
Desvio padrão (V)	0,00004	0,00008	0,00011	0,00005	0,00008	0,00005	0,00008	0,00011	0,00013
Incerteza tipo A (%)	0,18291	0,25054	0,26056	0,09739	0,13000	0,07063	0,09933	0,11975	0,12823

A curva de tensão (V) em função da carga (N) para o experimento com a polia foi traçada. Pelo cálculo do coeficiente de correlação das medidas pode-se verificar boa aproximação linear, sendo este superior a 0,99. O comportamento da curva de ajuste mostrou-se igual ao esperado, sendo uma reta com desvio da origem na ordem de  $1 \times 10^{-4}$ . Podem-se comparar as curvas de ajuste para o experimento sem a polia e com a polia, ficando visível a diferença na inclinação nas curvas, Figura 4.2. Essa diferença é gerada pelo atrito da polia.

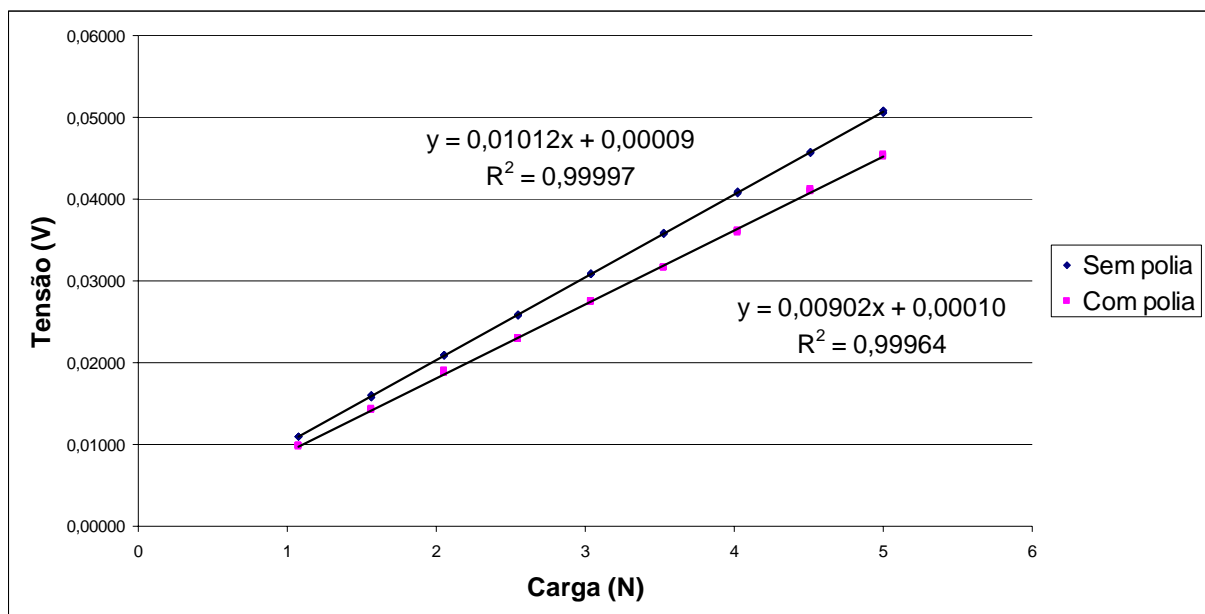


Figura 4.2 - Comparação do experimento com polia e sem polia.

A partir dos valores do experimento de ajuste da célula de carga sem a polia e com a polia, foi traçada a curva da Figura 4.3. A curva demonstra a relação do experimento sem a polia e do experimento com a polia. Pode-se verificar uma boa regressão linear, coeficiente de correlação superior a 0,99 e interseção aproximadamente na origem. A inclinação desta curva representa a correção necessária às medidas da célula de carga gerada pelo atrito da polia.

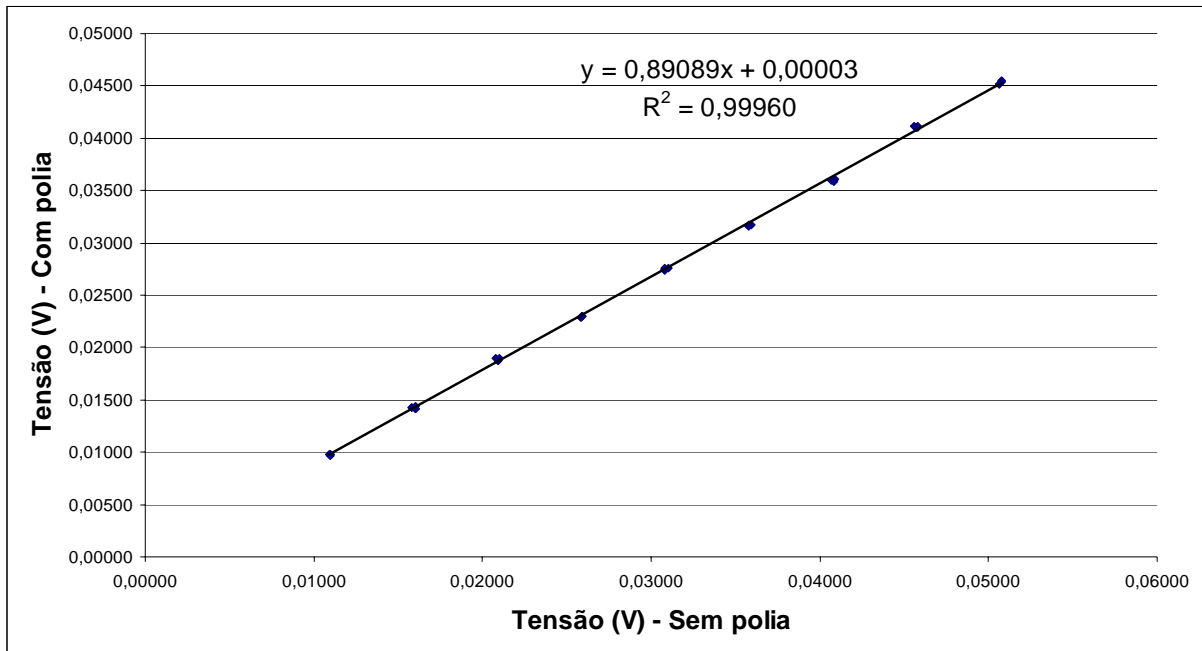


Figura 4.3 - Comparação direta do experimento com polia e sem polia.

Determinada a curva de ajuste da célula de carga com o atrito da polia, deve-se utilizar esta curva para o experimento de determinação da relação da força de tração no tendão artificial uma vez que esta curva já demonstra o comportamento da carga e do atrito da polia.

#### 4.3- Resultados do experimento para determinação da tração

Os dados da célula de carga e do acelerômetro capturados no experimento foram filtrados por um filtro passa baixa de 5 Hz, Butterworth de quarta ordem.

A Figura 4.4 representa os resultados do experimento realizado sem carga, demonstrando a ausência de força de prensão. Este experimento foi realizado para verificar a resistência mecânica da estrutura da órtese durante os experimentos. Essa resistência foi gerada por

atritos e deformações mecânicas da órtese. As curvas da Figura 4.4a foi criado pelo sinal do acelerômetro apresentando a curva de ângulo ( $^{\circ}$ ) em função do tempo (s). A curva azul representa o sinal real do acelerômetro e a curva vermelha representa o sinal filtrado. A Figura 4.4b apresenta as curvas de força (N) em função do tempo (s), sendo que a curva azul e a curva vermelha seguem o mesmo padrão adotado anteriormente. Já a Figura 4.4c apresenta a curva de força (N) em função do ângulo ( $^{\circ}$ ) sendo esta curva traçada pelos sinais filtrados.

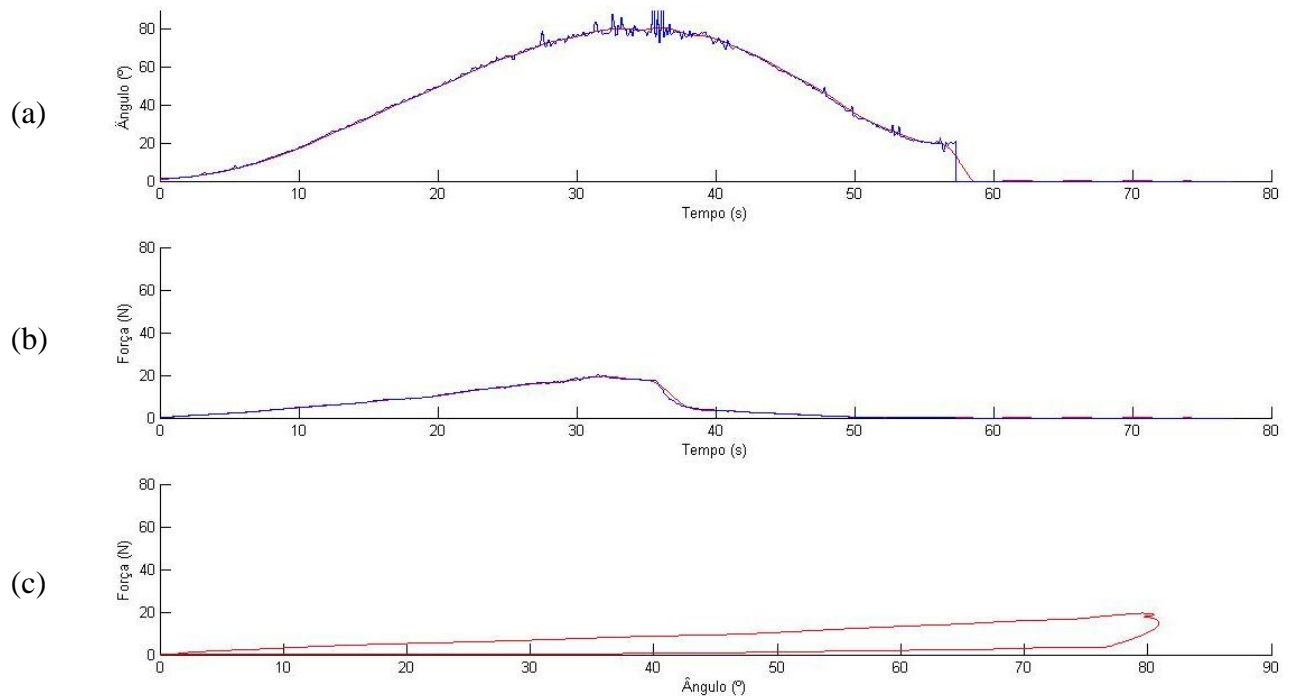


Figura 4.4 - Resultados do experimento sem carga. (a) Curva de ângulo ( $^{\circ}$ ) em função do tempo (s); (b) Curva de força (N) em função do tempo (s); (c) Curva força (N) em função do ângulo ( $^{\circ}$ ).

A Figura 4.5, Figura 4.6 e a Figura 4.7 representam respectivamente as curvas dos resultados dos experimentos com forças de prensão de 0,89N, 4,45N e 8,9N. Foi verificada similaridade no comportamento das curvas. Uma grande variação na inclinação das curvas de força (N) em função do tempo (s) pode ser observada.

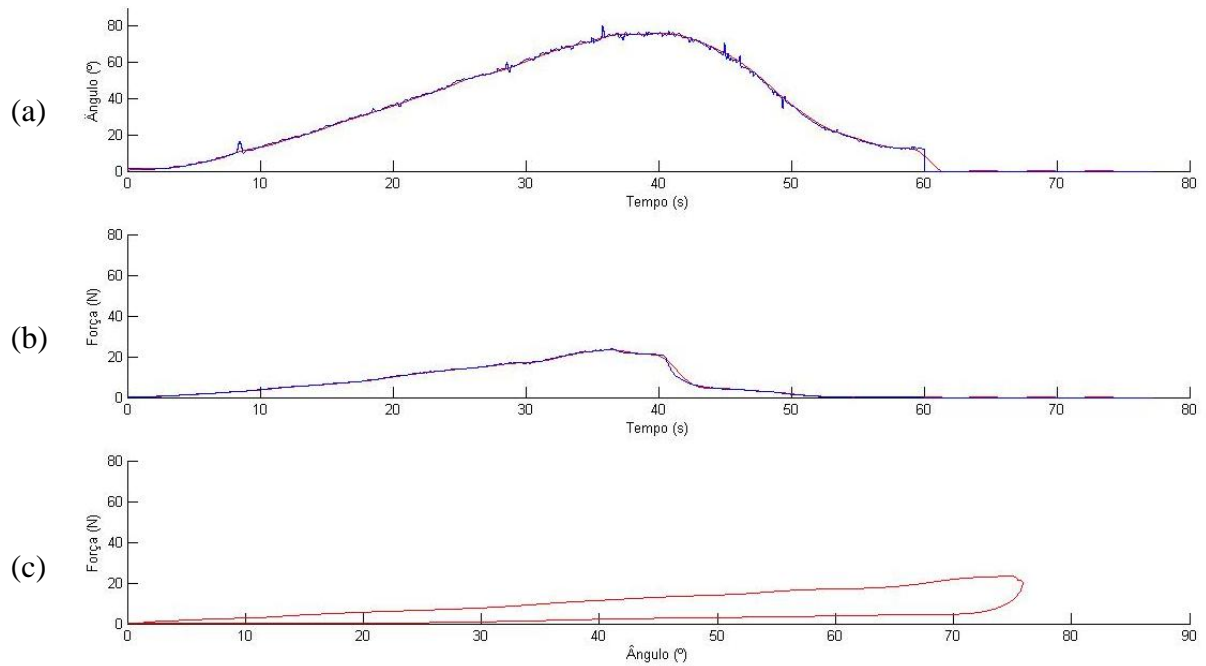


Figura 4. 5 - Resultados do experimento com carga de 1N. (a) Curva de ângulo ( $^{\circ}$ ) em função do tempo (s); (b) Curva de força (N) em função do tempo (s); (c) Curva força (N) em função do ângulo ( $^{\circ}$ ).

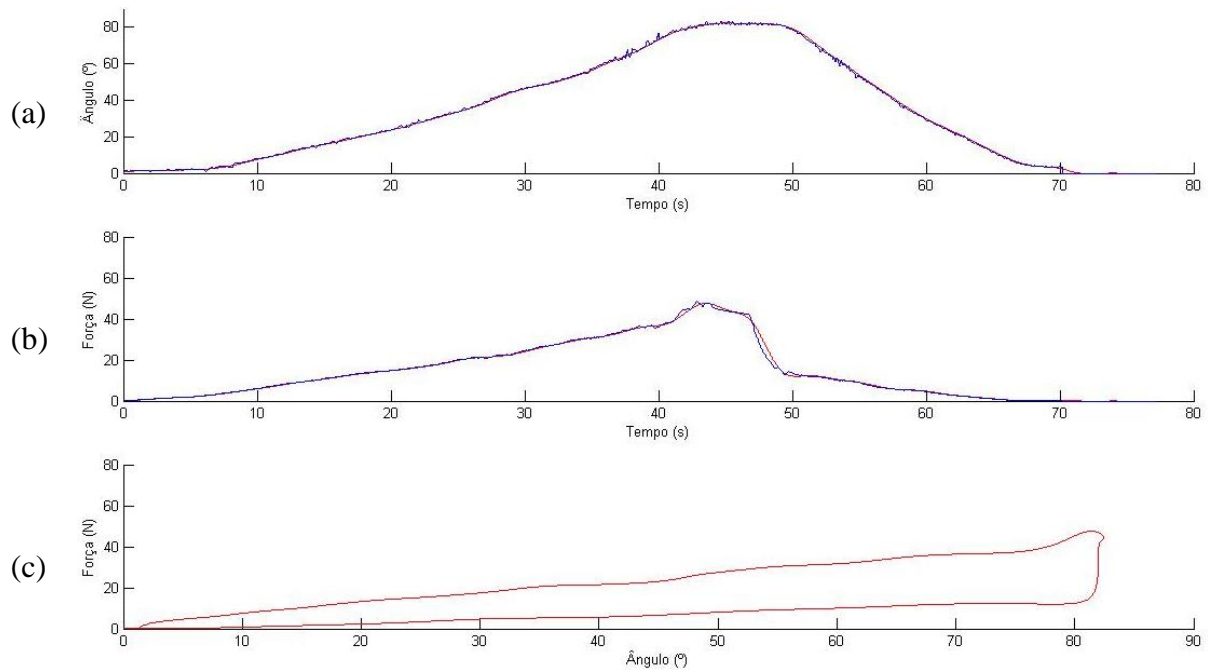


Figura 4. 6 - Resultados do experimento com carga de 5N. (a) Curva de ângulo ( $^{\circ}$ ) em função do tempo (s); (b) Curva de força (N) em função do tempo (s); (c) Curva força (N) em função do ângulo ( $^{\circ}$ ).

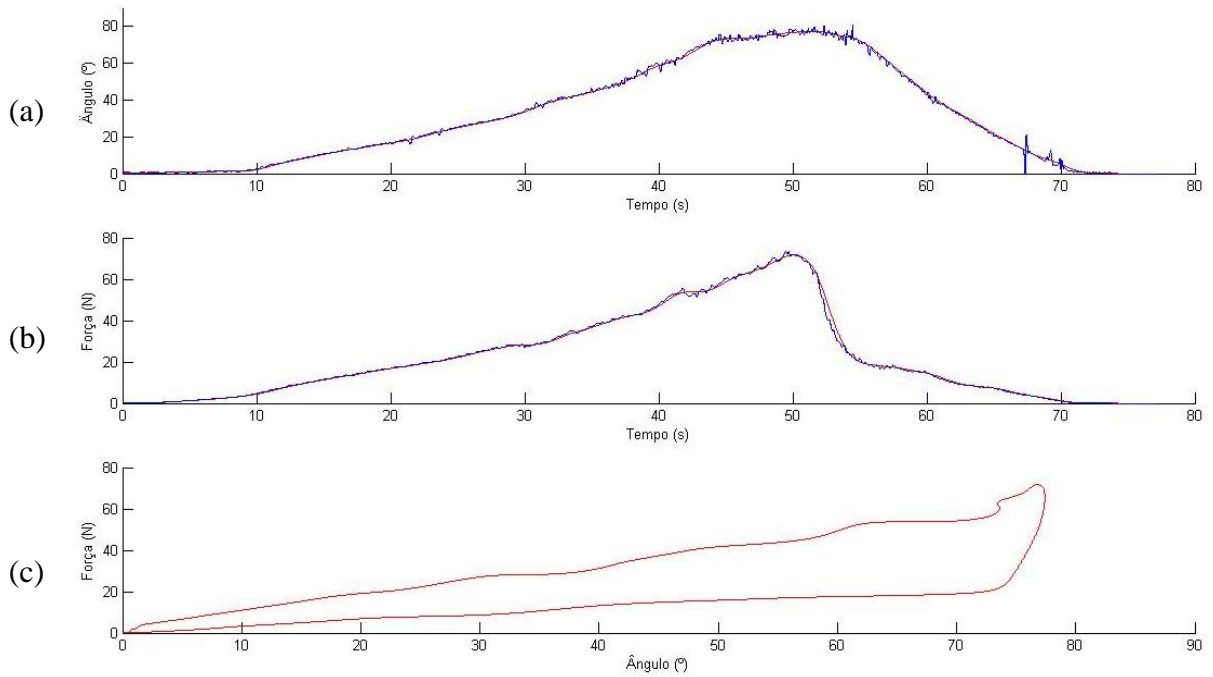


Figura 4. 7 - Resultados do experimento com carga de 10N. (a) Curva de ângulo (°) em função do tempo (s); (b) Curva de força (N) em função do tempo (s); (c) Curva força (N) em função do ângulo (°).

Na Figura 4.8, foi traçado o ciclo flexão-extensão. Nas curvas de força (N) em função do ângulo (°) observou-se diferença no trajeto das mesmas, sendo que na parte superior da curva ocorre o movimento de flexão dos dedos enquanto na parte inferior temos o movimento de extensão dos dedos, criando um ciclo. Uma visível diferença nas inclinações pode ser observada. Isto se deve ao fato da órtese precisar de uma maior energia no movimento de flexão dos dedos em comparação com a extensão. A grande diferença das inclinações das curvas de força (N) em função do ângulo (°) para os movimentos de flexão e extensão deve-se a dissipação de energia durante o ciclo. Essa energia dissipada é a histerese do sistema mecânico da órtese.

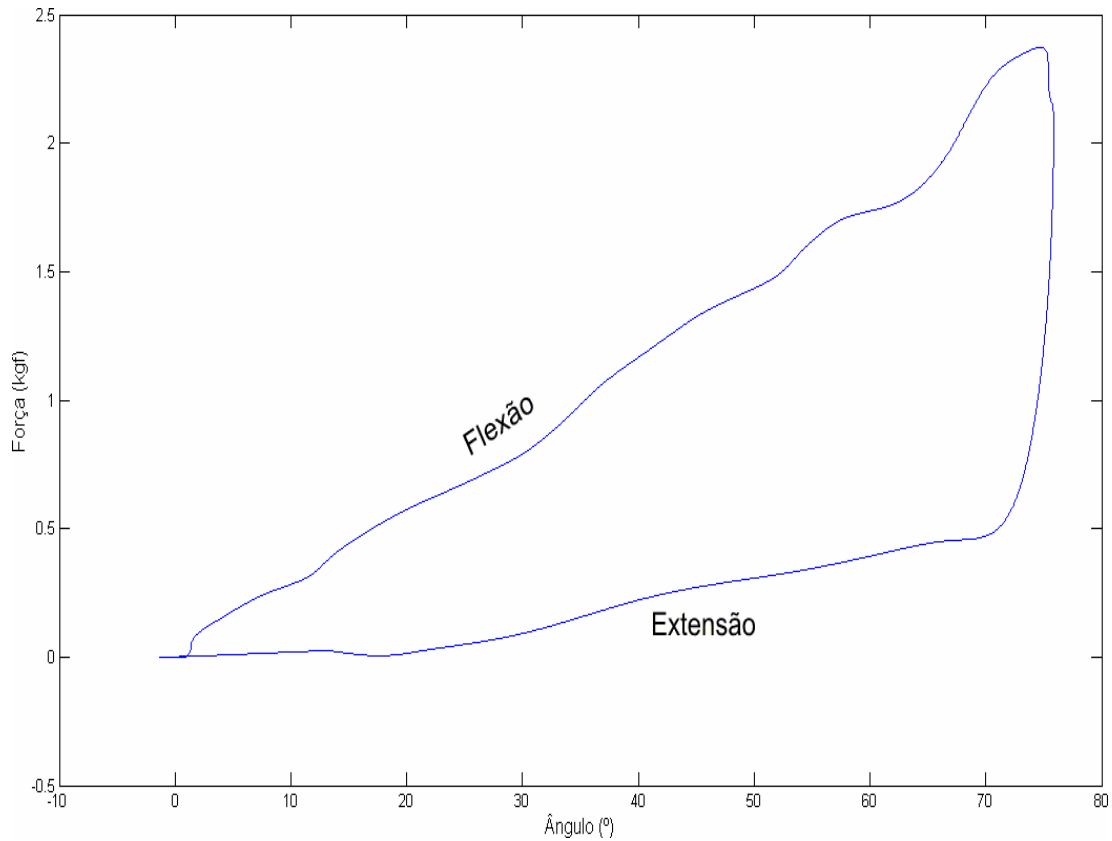


Figura 4.8 - Ciclo de Flexão e extensão.

Nas curvas de força de tração (N) em função do ângulo (°) para o experimento sem cargas e com cargas verificou-se a semelhança no seu comportamento, sendo visível à presença de histerese no sistema para todas as curvas. As curvas de flexão e extensão demonstram um comportamento linear para as cargas menores, Figura 4.9. Com o aumento da carga essa aproximação vai se tornando menos visível apresentando oscilações, isso ocorreu por não ter utilizado um sistema de tração com velocidade constante durante o experimento.

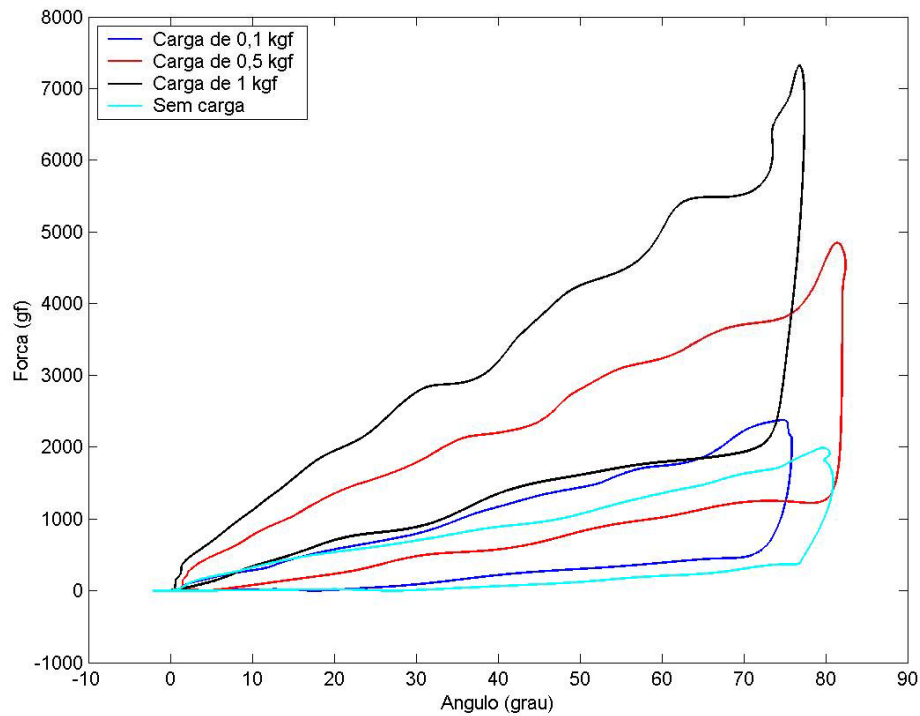


Figura 4.9 - Relação de forças por ângulos com aumento da carga.

O experimento estático foi realizado para as cargas de 0,89N, 3,56N e 4,45N. Para cada carga foram feitos três repetições do ciclo de flexão e extensão. Cada repetição gerou uma curva de Força (N) em função do Ângulo ( $^{\circ}$ ). As curvas foram traçadas na Figura 4.10.

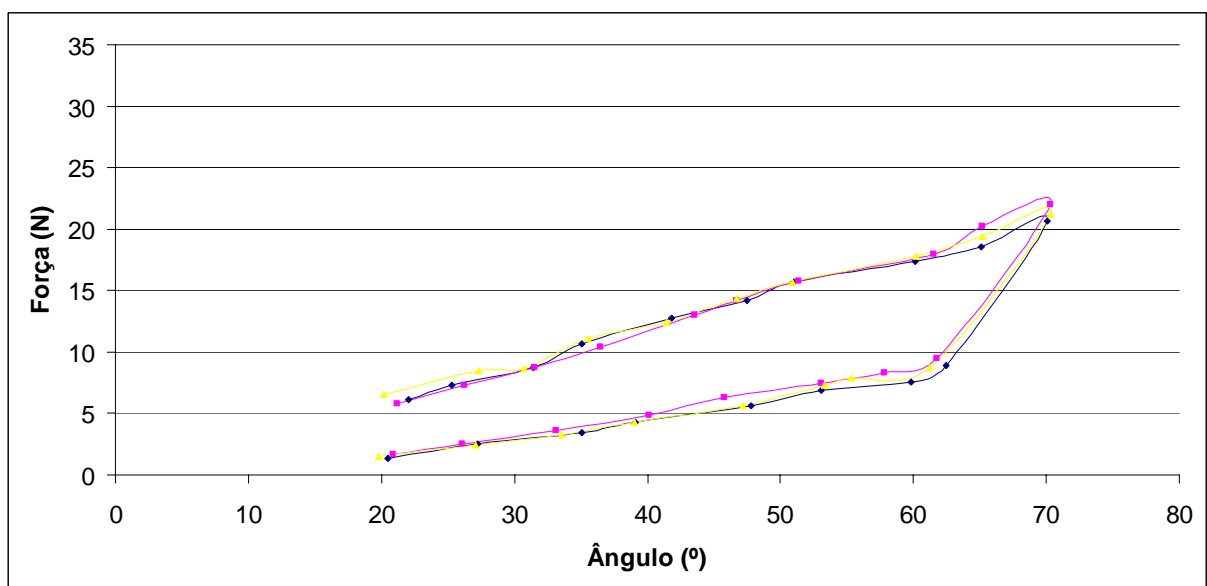


Figura 4.10 - Experimento estático para a carga de 0,89N.

As Figuras 4.11 e 4.12 representam respectivamente as curvas dos experimentos estáticos para as cargas de 3,56N e 4,45N.

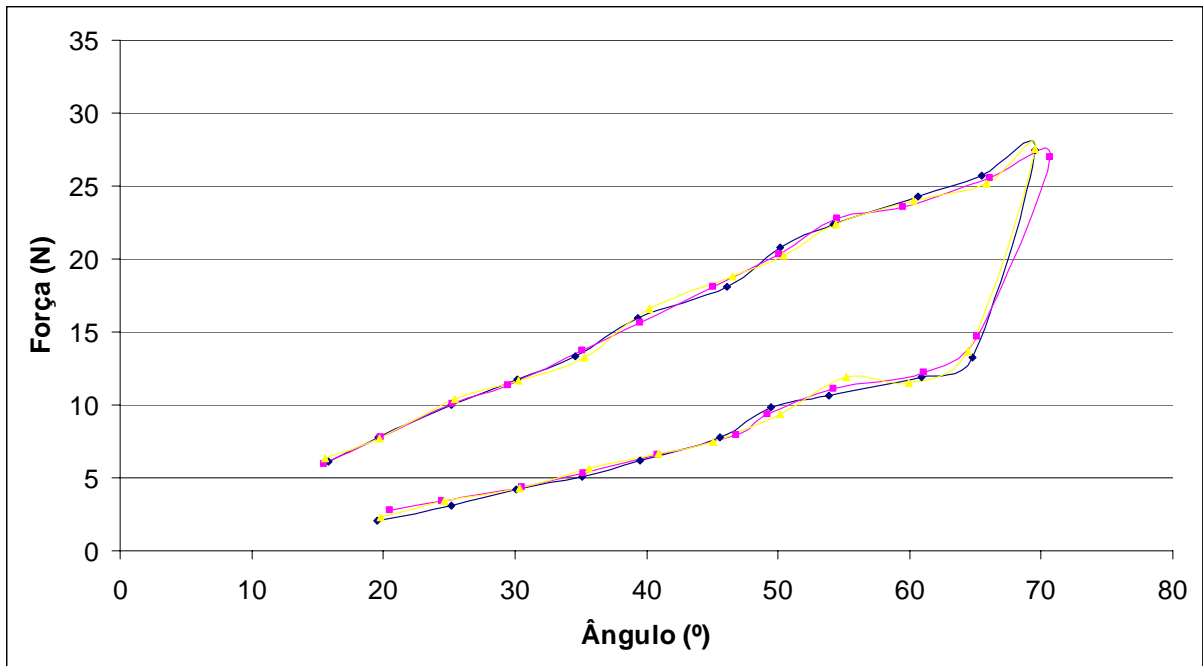


Figura 4.11 - Experimento estático para a carga de 3,56N.

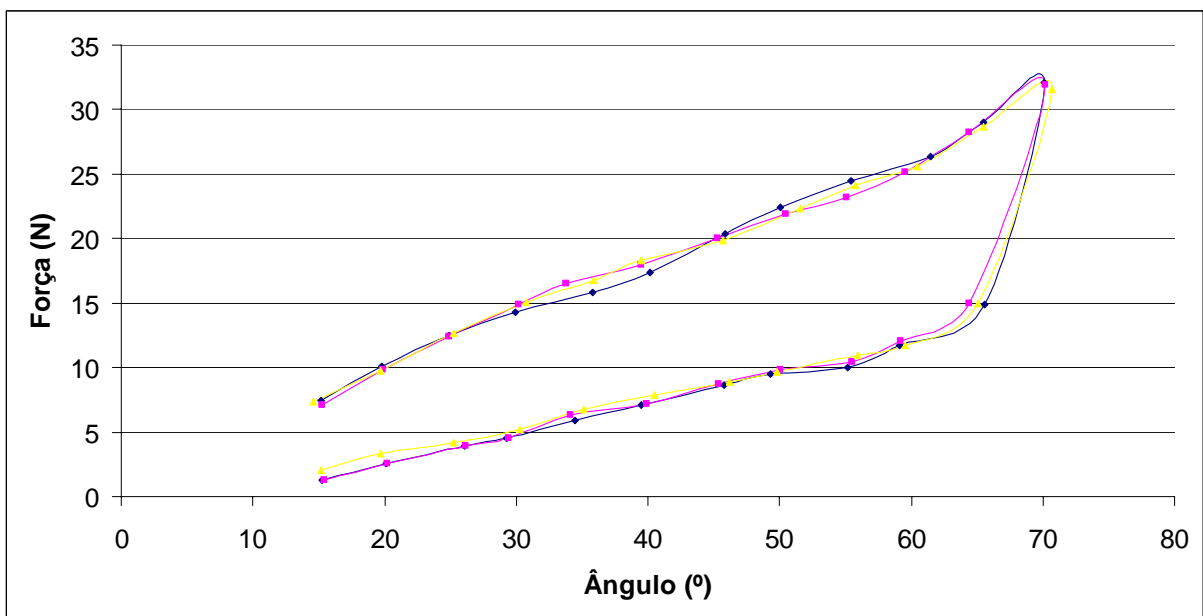


Figura 4.12 - Experimento estático para a carga de 4,45N.



A sobreposição das curvas das repetições dos experimentos na Figura 4.10, Figura 4.11 e Figura 4.12 demonstram visualmente uma boa reprodutibilidade do experimento estático. As curvas das repetições do ciclo de flexão e extensão dos dedos da órtese mostraram pequenas variações.

Para verificar a dispersão dos valores das medidas das repetições do experimento estático para as cargas de 0,89N, 3,56N e 4,45N, aproximações lineares foram realizadas, Figura 4.13, Figura 4.14 e Figura 4.15 respectivamente. Pode-se verificar a diferença de inclinação das curvas e o deslocamento causado pela histerese mecânica.

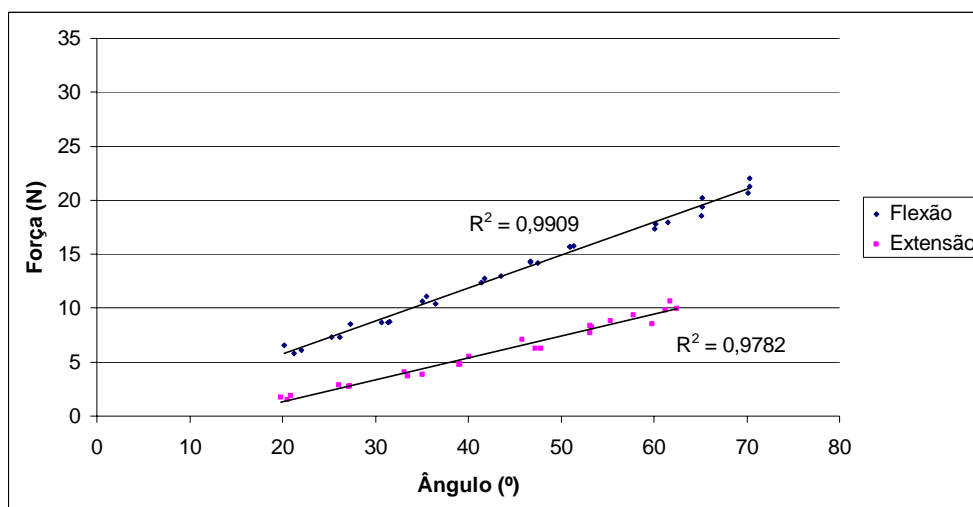


Figura 4.13 - Experimento estático para carga de 0,89N.

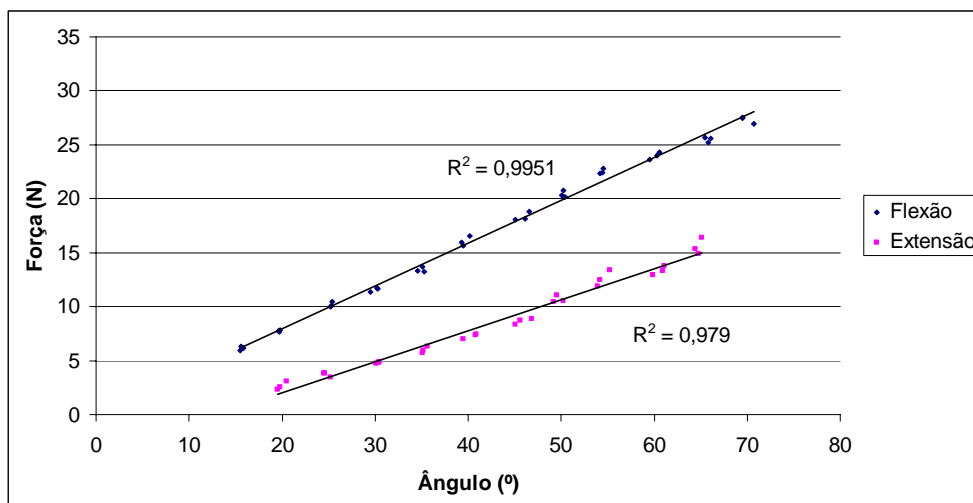


Figura 4.14 - Experimento estático para carga de 3,56N.

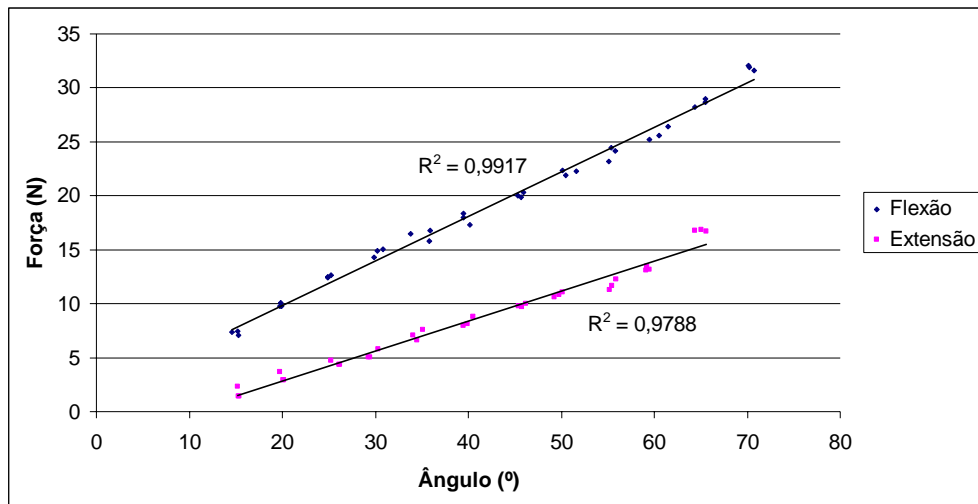


Figura 4.15 -Experimento estático para carga de 4,45N.

Os coeficientes de correlação das dispersões para os experimentos estáticos demonstram a boa reprodutibilidade do experimento. As aproximações demonstram coeficiente de correlação superior a 0,99 para flexão e 0,97 para extensão em todos os experimentos estáticos.

As aproximações lineares das curvas de Força (N) em função do Ângulo (°) do experimento estático demonstram um comportamento similar aos experimentos dinâmicos, mas com grande melhoria quanto às oscilações apresentadas no experimento dinâmico.

As curvas de Força (N) em função dos Ângulos (°) originados pelas aplicações de cargas sucessivas foram analisadas separadamente, dividindo o ciclo de flexão e extensão. Com isso foi calculada uma inclinação para cada curva de flexão e extensão para cada carga aplicada. Após o cálculo das inclinações, foi traçada a curva da Figura 4.16, que representa as inclinações (N / °) em função das cargas aplicadas (N).

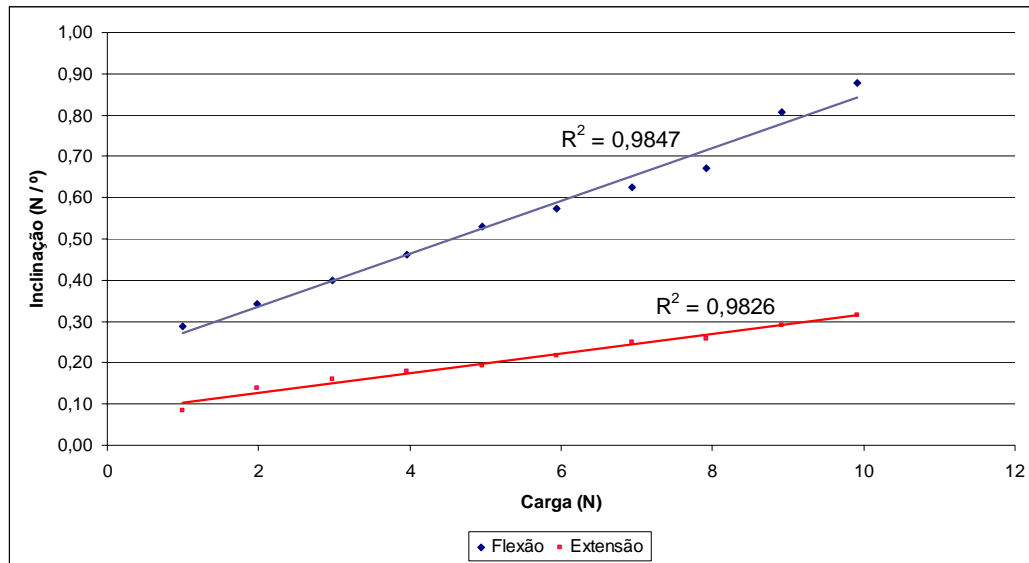


Figura 4.16 - Curvas de inclinação para flexão e extensão.

Os valores das inclinações (N / °) em função da carga (N) demonstram uma boa aproximação linear, com coeficiente de correlação superior a 0,98, para os movimentos de flexão e extensão (Figura 4.16). Esse comportamento permite determinar uma curva linear para a relação de força de prensão com a força de tração no tendão artificial para cargas às aplicadas.

A órtese de mão desenvolvida no Labbio mostrou-se de fácil adaptação. Esta pode ser acionada utilizando diferentes grupos musculares, Figura 4.17 e Figura 4.18.

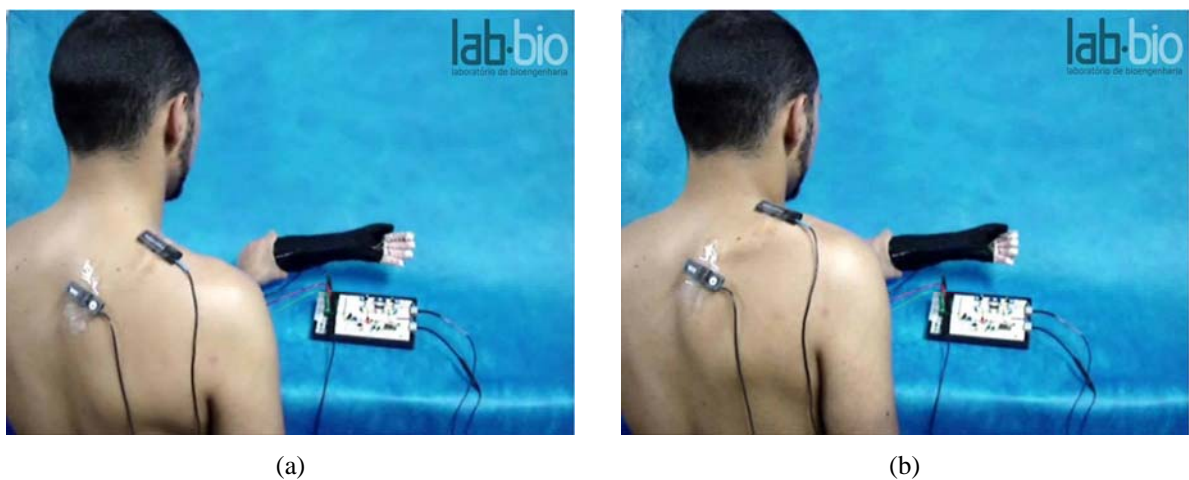


Figura 4.17 - (a) Ausência de contração muscular; (b) Acionamento da órtese pela contração do Trapézio.



Figura 4.18 - (a) Ausência de contração muscular; (b) Acionamento da órtese pela contração do Bíceps.

Testes de preensão de objetos foram realizados posteriormente a implementação do controle. A órtese de mão desenvolvida no Labbio foi capaz de segurar objetos de uso diário como uma ferramenta, Figura 4.19a e objetos delicados como uma pequena colher, Figura 4.19b.

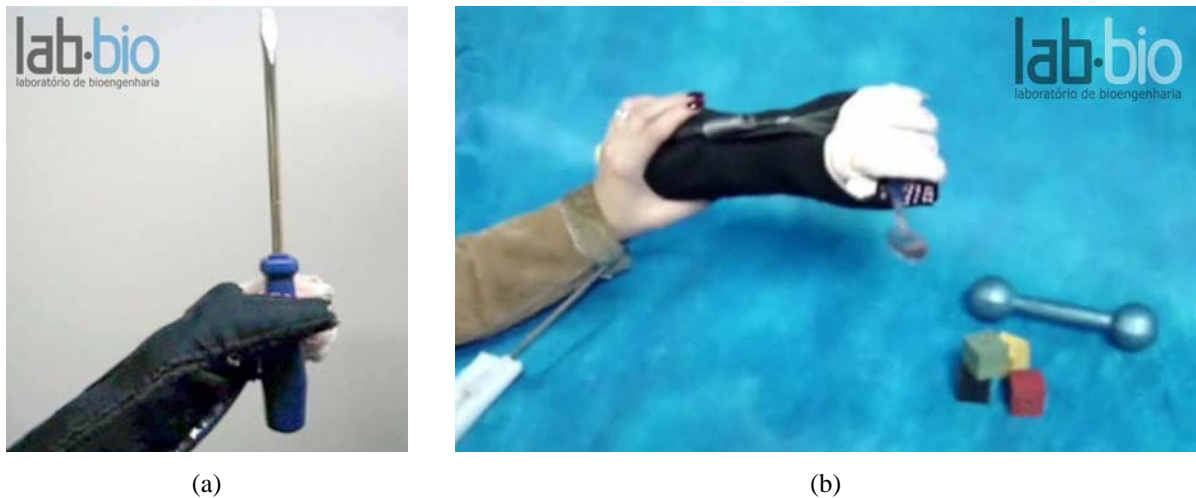


Figura 4.19 - (a) Preensão de uma ferramenta; (b) Preensão de uma pequena colher.

Com o controle desenvolvido e implementado, a órtese mostrou eficiência na preensão de objetos com formas e pesos variados. Esta foi capaz de segurar um cubo de madeira, Figura 4.20a. Para verificar a capacidade da órtese de mão segurar objetos pesados, foi realizado teste de preensão com altere. Na Figura 4.20b, a órtese segurou um altere de 10N.



(a)

(b)

Figura 4.20 - (a) Preensão de um cubo de madeira; (b) Preensão de um altere.

VECCHI et al., em 2001 desenvolveu uma luva sensorial equipada com 8 sensores piezoresistivo para obter informações da força de preensão durante atividades da vida diária. No experimento, simularam diferentes tipos de fechamento da mão para definir a melhor posição dos sensores de força. Os resultados mostraram que o posicionamento dos sensores é essencial para uma correta mensuração da força de preensão. Na utilização de sensores, a geometria dos objetos influencia no controle da força de preensão. Um exemplo seria na preensão de um cubo. Se durante a preensão deste os sensores não entrarem em contato com o objeto, o sistema de controle não irá mensurar a força real de preensão. Para o sistema de controle de força de preensão através da análise da corrente elétrica do motor, os contatos dos dedos da órtese não ficam limitados a regiões específicas, com isso objetos de qualquer geometria podem ser apreendidos. Para criar uma luva sensoriada que não tenha problemas com geometrias, estas deveriam possuir vários sensores e assim aumentando o seu custo de fabricação. Essas diferenças demonstram a vantagem da análise do motor em comparação com a utilização dos sensores.

## 5. CONCLUSÕES

O circuito de controle da órtese de mão desenvolvida no presente trabalho foi capaz de reconhecer o acionamento dos eletrodos que promovem os movimentos de flexão e extensão dos dedos. O controle para a órtese de mão desenvolvida no Laboratório de Bioengenharia da UFMG foi capaz de realizar o movimento de preensão, bem como a gradação de sua força. Isso proporciona segurança ao usuário por meio da quantificação da força de preensão pré-estabelecida, evitando que a força se exceda ao realizar funções de preensão e sustentação de objetos.

O experimento de tração no tendão artificial mostrou uma relação aproximada a uma reta entre a força de preensão com a força de tração no tendão artificial. Apesar de o experimento ter sido realizado com apenas algumas cargas a linearidade dessa curva favoreceu a determinação de outras curvas de força (N) em função do ângulo (°) usando as inclinações encontradas na curva padrão (Figura 4.7).

O mecanismo para o acionamento da órtese de mão utilizado foi um conjunto moto-redutor. Diante dos parâmetros pré-determinados como tempo de flexão dos dedos, comprimento de variação do tendão artificial e de parâmetro encontrado experimentalmente (a força no tendão artificial) foi possível escolher o motor PT03002 do fabricante *Johnson Electric* no acionamento da órtese de mão.

## 6. SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Diante das oscilações apresentadas nos resultados do experimento realizado para a determinação da força de tração, verificou-se a necessidade da criação de um mecanismo de tração com velocidade constante para determinação do comportamento dinâmico da órtese durante a preensão de objetos. A partir desta construção será possível levantar dados mais precisos excluindo erros criados por oscilações das medidas. Outra sugestão interessante seria retirar a regulação por potenciômetro da força de preensão e implementar um controle proporcional de sinais EMG. Desta forma, quando o usuário exercer uma pequena contração muscular a órtese aplicará uma baixa força de preensão e quando o usuário exercer uma grande contração muscular a órtese aplicará uma alta força de preensão. Além disso, é interessante a implementação de medidores de ângulo na órtese para gerar um controle de posição. A união do controle de posição ao controle de força de preensão aproxima o controle criado aos sistemas de controle de próteses, com isto sendo possível sua adaptação em próteses, substituindo a utilização de sensores, sendo estes de custo elevado. Para usuários com lesão de plexo braquial, a implementação de um sistema de retorno sensorial, como temperatura e força por eletro estimulação (PIMENTEL *et al.*, 2006), seria de grande importância quanto à segurança deste, pois seu sistema sensitivo esta comprometido.

## 7. ABSTRACT

Hand orthosis is an external device applied or joined to the hand and to the wrist to improve its function controlling the movement, supplying the objects sustentation, correcting flexible deformities and hindering the progress of fixed deformities. This work aimed to develop the grip force control of a hand orthosis developed in the Bioengineering Laboratory (Labbio) of the Federal University of Minas Gerais. It was determined the force in the artificial tendon and the orthosis closing speed for sizing the engine-reduction set. The relation between the grip fingers force from the orthosis and the force in the artificial tendon was determined experimentally. An electronic circuit was created and uses the current analysis of DC motor to control the torque and, consequently, the traction force in the artificial tendon. Starting from the experimental results of pre-determined loads, it was possible to correlate the grip force with the artificial tendon force for different loads. The developed system was capable to control objects grip force, turning the orthosis safe.

*Key Works: Hand Orthosis, Control, EMG, Analysis, Motor.*



## **8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

- ALON, G.; MCBRIDE, K. **Persons with C5 or C6 tetraplegia achieve selected functional gains using a neuroprosthesis.** Arch Phys Med Rehabil, 84, 119-124.(2003).
- AU, A. T. C.; KIRSCH, R. F. **EMG-based prediction of shoulder and elbow kinematics in able-bodied and spinal cord injured individuals.** Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on [see also IEEE Trans on Neural Systems and Rehabilitation], 8, 471-480.(2000).
- BASÍLIO J. C.; MOREIRA M. V., **Experimentos Para Estimação Dos Parâmetros De Motores De Corrente Contínua.** XXIX Congresso Brasileiro de Ensino de Engenharia, COBENGE – MTE , 298-307. (2001).
- BENJUYA, N.; KENNEY, S. B. **Myoelectric Hand Orthosis.** Journal of Prosthetics and Orthotics.(1990a).
- BENJUYA, N.; KENNEY, S. B. **Hybrid arm orthosis.** Journal of Prosthetics and Orthotics, 2, 155-163.(1990b).
- BERTELLI, J. A.; GHIZONI, M. F. **Trauma radicular do plexo braquial: novas técnicas de reconstrução por abordagem intra e extradural.** Rev bras ortop, 40, 365-378.(2005).
- BOTTOMLEY, A. H. **Myoelectric Control of Powered Protheses.** Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume, 47, 411-415.(1965).
- CARPANETO, J.; MICERA, S.; ZACCONE, F.; VECCHI, F.; DARIO, P. **A Sensorized Thumb for Force Closed-Loop Control of Hand Neuroprostheses.** IEEE

TRANSACTIONS ON NEURAL SYSTEMS AND REHABILITATION  
ENGINEERING, 11.(2003).

CARROZZA, M. C.; DARIO, P.; VECCHI, F.; ROCCELLA, S.; ZECCA, M.;  
SEBASTIANI, F. **The cyberhand: on the design of a cybernetic prosthetic hand  
intended to be interfaced to the peripheral nervous system.** Intelligent Robots and  
Systems, 2003 (IROS 2003) Proceedings 2003 IEEE/RSJ International Conference on,  
3.(2003).

CHAO, E.; AN, K.; COONEY III W.; LINSCHIED, R. **Biomechanics of the Hand.**  
Singapore: World Scientific, (1989).

CHAPPELL, P. H.; KYBERD, P. J. **Prehensile control of a hand prosthesis by a  
microcontroller.** J Biomed Eng, 13, 363-369.(1991).

CHILDRESS, D. S. **Historical aspects of powered limb prostheses.** Clinical Prosthetics  
and Orthotics, 9, 2-13.(1985).

CLIQUET, JR, A; CASTRO, M.C.F. **Artificial Grasping System for the Paralyzed Hand.**  
Artificial Organs. Vol.24, 185-188. (2000a)

CLIQUET JR, A.; CASTRO, M. C. F. **Artificial sensorymotor integration in spinal cord  
injured subjects.** Artificial Organs, 24, 710-717.(2000b).

CRAGO, P. E.; NAKAI, R. J.; CHIZECK, H. J. **Feedback regulation of hand grasp  
opening and contact force during stimulation of paralyzed muscle.** Biomedical  
Engineering, IEEE Transactions on, 38, 17-28.(1991).

CRANNY, A.; COTTON, D. P. J.; CHAPPELL, P. H.; BEEBY, S. P.; WHITE, N. M.

**Thick-film force, slip and temperature sensors for a prosthetic hand.**

Measurement Science and Technology, 16, 931-941.(2005).

CROOK, S. E.; CHAPPELL, P. H. **A portable system for closed loop control of the**

**paralysed hand using functional electrical stimulation.** Med Eng Phys, 20, 70-

76.(1998).

DICICCO, M.; LUCAS, L.; MATSUOKA, Y. **Comparison of control strategies for an**

**EMG controlled orthotic exoskeleton for the hand.** Robotics and Automation,

Proceedings ICRA'04 IEEE International Conference. ( 2004).

FERMO, C. P., DYNNIKOV, V. I. **Modelagem Eletromecânica do Funcionamento do**

**Músculo.** São Paulo. III Congresso Brasileiro de Eletromagnetismo - CBMag'98, pp.

30-32. (1998).

SANTOS FILHO, S.A.; RESENDE, A.A.M. ; SILVA, G.M.E. ; PEREIRA, G.A.S. ;

MANZANO, G.M. ; TIERRA-CRIOLLO, C. J. . **Aplicações de acelerômetros em**

**sistemas biológicos.** São Pedro - SP. Anais do XX Congresso Brasileiro de

Engenharia Biomédica, p. 346-349. (2006).

FLOR, H.; ELBERT, T.; KNECHT, S.; WIENBRUCH, C.; PANTEV, C.; BIRBAUMERS,

N.; LARBIG, W.; TAUB, E. **Phantom-limb pain as a perceptual correlate of**

**cortical reorganization following arm amputation.** Nature, 375, 482-484.(1995).

GIRAUDET, G. **Iniciação & Aparelhagem dos Deficientes Físicos.** São Paulo: Organização

Andrei Editora.(1978).

- GORDON, K. E.; FERRIS, D. P. **Proportional myoelectric control of a virtual object to investigate human efferent control.** Experimental Brain Research, 159, 478-486.(2004).
- HANDA, Y.; HOSHIMIYA, N. **Functional electrical stimulation for the control of the upper extremities.** Med Prog Technol, 12, 51-63. (1987).
- HAUGLAND M.K., HOFFER J.A., SINKJAER T. **Skin contact force information in sensory nerve signals recorded by implanted cuff electrodes.** IEEE Trans Rehabil Eng 2:18–28. (1994)
- HICKS, T.G., **Standard Handbook of Engineering Calculations**, 4 ed., McGraw-Hill, (2004).
- HOBBY, J.; TAYLOR, P. N.; ESNOUF, J. **Restoration of tetraplegic hand function by use of the neurocontrol freehand system.** J Hand Surg [Br], 26, 459-464.(2001).
- HOF, A. L. **The relationship between electromyogram and muscle force.** Sportverletz Sportschaden, 11, 79-86.(1997).
- KANDEL, E.; SCHWARTZ, J.; JESSEL, T. **Principles of Neural Science.** 3 ed. New York: Elsevier Science. (1985).
- KIRSCH, R. F.; AU, A. T. C. **EMG-based motion intention detection for control of a shoulderneuroprosthesis.** Engineering in Medicine and Biology society, Proceedings of the 19th Annual International Conference of the IEEE, 5.(1997).
- LIANZA, S. **Medicina de Reabilitação.** 3ª ed. Guanabara Koogan, 463p. (2001).

- LIGHT, C. M.; CHAPPELL, P. H. **Development of a lightweight and adaptable multiple-axis hand prosthesis.** Med Eng Phys, 22, 679-684.(2000).
- LUCA, C. J. D. **Physiology and mathematics of myoelectric signal.** IEEE Trans Biomed Eng, 26, 313-325.(1979).
- MAIER, M. A.; HEPP-REYMOND, M. C. **EMG activation patterns during force production in precision grip. I. Contribution of 15 finger muscles to isometric force.** Exp Brain Res, 103, 108-122.(1995).
- MAKARAN, J.; DITTMER, D.; BUCHAL, R.; MACARTHUR, D. **The SMART (R) wrist-hand orthosis (WHO) for quadriplegic patients.** J Prosthet Orthot, 5, 73-76.(1993).
- MARUISHI, M.; TANAKA, Y.; MURANAKA, H.; TSUJI, T.; OZAWA, Y.; IMAIZUMI, S.; MIYATANI, M.; KAWAHARA, J. **Brain activation during manipulation of the myoelectric prosthetic hand: a functional magnetic resonance imaging study.** NeuroImage, 21.(2004).
- MEDLINE PLUS - National Library of Medicine. Disponível em: <<http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/ency/imagepages/9129.htm>> . Acesso em: 10 fev. 2007.
- MAGEE, D. **Orthopedic Physical Assessment**, 3 ed., W. B. Saunders. (1997).
- MENESES K.V.P.; CORRÊA M.F.S.; ROCHA D.N.; MARTINS H.; SCHULTZ O.F.L.; PASCOAL C.E.P.; PINOTTI M. **DEVELOPMENT AND PRELIMINARY TESTING OF A FUNCTIONAL HAND ORTHOSIS.** 18th International Congress of Mechanical Engineering (2005).

- MERLETTI, R.; LO CONTE, L. R. **Advances in processing of surface myoelectric signals: Part 1.** Medical and Biological Engineering and Computing, 33, 362-372.(1995).
- MN - Suprimentos . Disponível em: <[www.mnsuprimentos.com.br](http://www.mnsuprimentos.com.br)> . Acesso em: 10 fev. 2007.
- NEILL, O.; MORIN, P.; SCOTT, E. L. **Myoelectric signal characteristics from muscles in residual upperlimbs.** Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation, 2, 266-270.(1994).
- OKUNO, R.; YOSHIDA, M.; AKAZAWA, K. **Compliant grasp in a myoelectric hand prosthesis. Controlling flexion angle and compliance with electromyogram signals.** IEEE Eng Med Biol Mag, 24, 48-56.(2005).
- ONISHI, H.; YAGI, R.; AKASAKA, K.; MOMOSE, K.; IHASHI, K.; HANDA, Y. **Relationship between EMG signals and force in human vastus lateralis muscle using multiple bipolar wire electrodes.** J Electromyogr Kinesiol, 10, 59-67.(2000).
- ORTOLAN, R. L.; DEL CURA, V. O.; FERREIRA, F. A.; AGUIAR, M. L.; CUNHA, F. L.; CLIQUET JR, A. **Proposta de um Sistema de Controle de uma Prótese Mioelétrica Multifunção para Membros Superiores.** Anais Congresso Iberoamericano Iberdiscap, 3o.(2000).
- PECKHAM, P. H.; MORTIMER, J. T.; MARSOLAIS, E. B. **Upper and lower motor neuron lesions in the upper extremity muscles of tetraplegics.** Paraplegia, 14, 115-121.(1976).

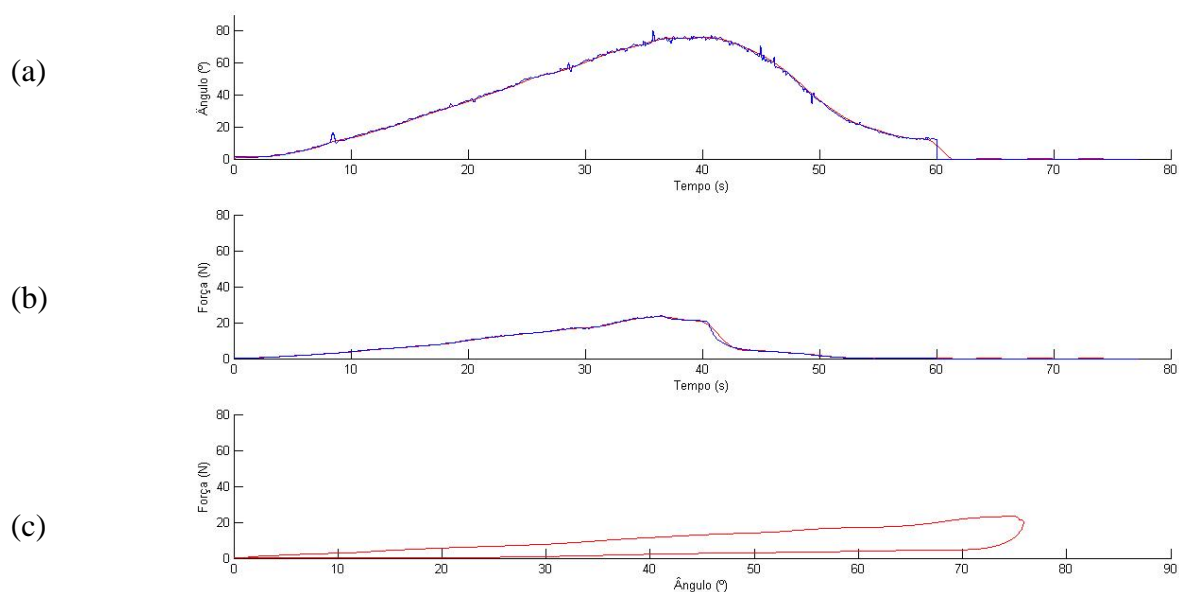
- PETROFF, N.; REISINGER, K. D.; MASON, P. A. C. **Fuzzy-control of a hand orthosis for restoring tip pinch, lateral pinch, and cylindrical prehensions to patients with elbow flexion intact.** Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, 9, 225-231.(2001).
- PFURTSCHELLER, G.; GUGER, C.; MULLER, G.; KRAUSZ, G.; NEUPER, C. **Brain oscillations control hand orthosis in a tetraplegic.** Neurosci Lett, 292, 211-214.(2000).
- PFURTSCHELLER, G.; MULLER, G.; NEUPER, C.; KORISEK, G. **Control of hand orthosis by EEG vs. EMG in a patient with lesion at level C5/C6.** European Journal of Trauma. (2002).
- PIMENTEL, J. M.; PETRILLO, R.; VIEIRA, M. M. F.; GIULIANO, L. M. P.; TIERRA-CRIOLLO C. J.; BRAGA, N. I. O.; NÓBREGA, J. A. M.; MANZANO, G. M. **Perceptions and electric senoidal current stimulation.** Arq. Neuro-Psiquiatr., vol.64, no.1, p.10-13. ISSN 0004-282X. (2006)
- PINTO, S. A. P., **Projeto, Implementação e Avaliação de uma Órtese Funcional Robotizada de Mão,** Dissertação de Mestrado, Departamento de Ciência da Computação, UFMG. (1999).
- PROCHAZKA, A.; GAUTHIER, M.; WIELER, M.; KENWELL, Z. **The bionic glove: an electrical stimulator garment that provides controlled grasp and hand opening in quadriplegia.** Arch Phys Med Rehabil, 78, 608-614.(1997).
- RAHMAN, T.; SAMPLE, W.; SELIKTAR, R.; ALEXANDER, M.; SCAVINA, M. **A body-powered functional upper limb orthosis.** Journal of Rehabilitation Research and Development, 37, 675-680. (2000).

- RAIBERT, M. H.; CRAIG, J. J. **Hybrid Position/Force Control of Manipulators.** J DYN SYS MEAS & CONTR, 103, 126-133.(1981).
- RAINOLDI, A.; NAZZARO, M.; MERLETTI, R.; FARINA, D.; CARUSO, I.; GAUDENTI, S. **Geometrical factors in surface EMG of the vastus medialis and lateralis muscles.** J Electromyogr Kinesiol, 10, 327-336.(2000).
- REISCHL, M.; MIKUT, R.; PYLATIUK, C.; SCHULZ, S. **Control strategies for hand prostheses using myoelectric patterns.** Proc 9th Zittau Fuzzy Colloquium, 168-174.(2001).
- ROMILLY, D.P.; ANGLIN, C.; GOSINE, R.G.; HERSHLER, C.; RASCHKE, S.U. **A functional task analysis and motion simulation for the development of a powered upper-limb orthosis.** IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, v. 2, 119-129. (1994).
- SCHNEEBELI, H. A. **Control of a Multi-Fingered Hand.** Critical Reviews in Biomedical Engineering.(2002).
- SCOTT, R. N.; BRITAIN, R. H.; CALDWELL, R. R.; CAMERON, A. B.; DUNFIELD, V. A. **Sensory-feedback system compatible with myoelectric control.** Medical and Biological Engineering and Computing, 18, 65-69.(1980).
- SLACK, M.; BERBRAYER, D. **A Myoelectrically Controlled Wrist-Hand Orthosis for Brachial Plexus Injury: A Case Study.** Journal of Prosthetics and Orthotics.(1992).
- THOMPSON, D. E.; BUFORD JR, W. L.; MYERS, L. M.; GIURINTANO, D. J.; BREWER III, J. A. **A hand biomechanics workstation.** ACM SIGGRAPH Computer Graphics, 22, 335-343.(1988).

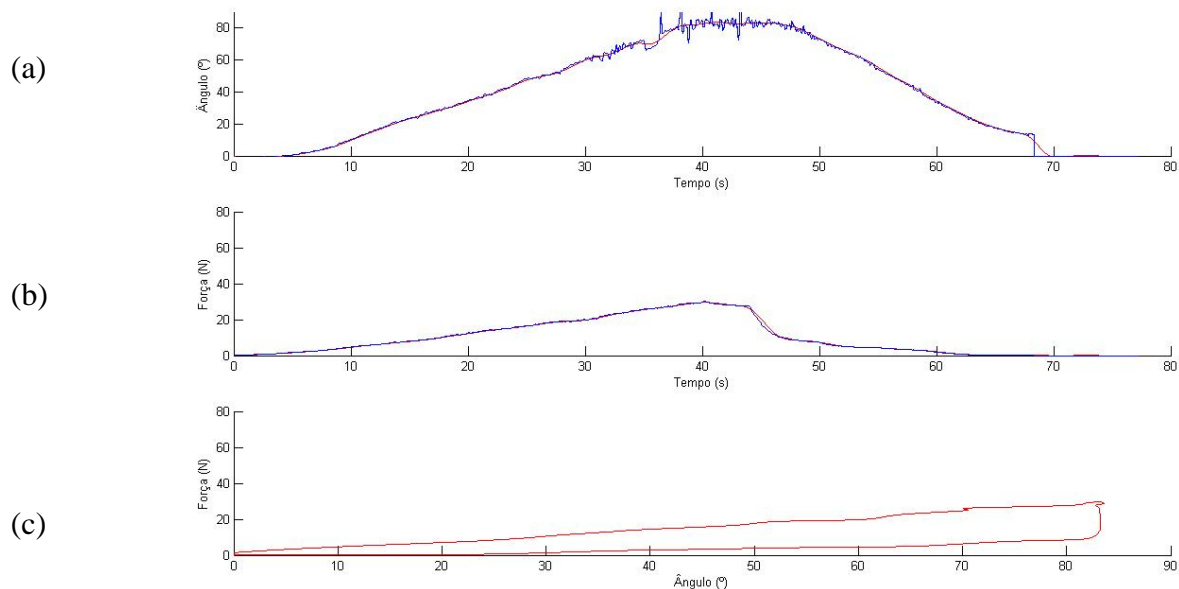


- THORSEN, R.; FERRARIN, M.; SPADONE, R.; FRIGO, C. **Functional Control of the Hand in Tetraplegics Based on Residual Synergistic EMG Activity.** Artificial Organs, 23, 470-473.(1999).
- TROMBLY, C. A. **Terapia Ocupacional para a disfunção Física.** São Paulo, SP, Santos. (1989).
- TROMBLY, C.A, LIDEN, C.A. **Orthoses: Kinds and Purposes. In: TROMBLY, C.A. Occupational Therapy for Physical Dysfunction.** 4 ed., Willians & Willians. (1995).
- VECCHI, F.; MICERA, S.; ZACCONE, F.; CARROZZA, M. C.; SABATINI, A. M.; DARIO, P. **A sensorized glove for applications in biomechanics and motor control.** Proceedings of the 2001 Conference of the International FES Society.(2001).
- WATKINS, J. **Estrutura e função do sistema musculoesquelético.** Porto Alegre/RS: Ed Artemed.(2001).
- YOSHIKAWA, T. **Dynamic hybrid position/force control of robot manipulators - Description of hand constraints and calculation of joint driving force.** Robotics and Automation, IEEE Journal of [legacy, pre-1988], 3, 386-392.(1987).

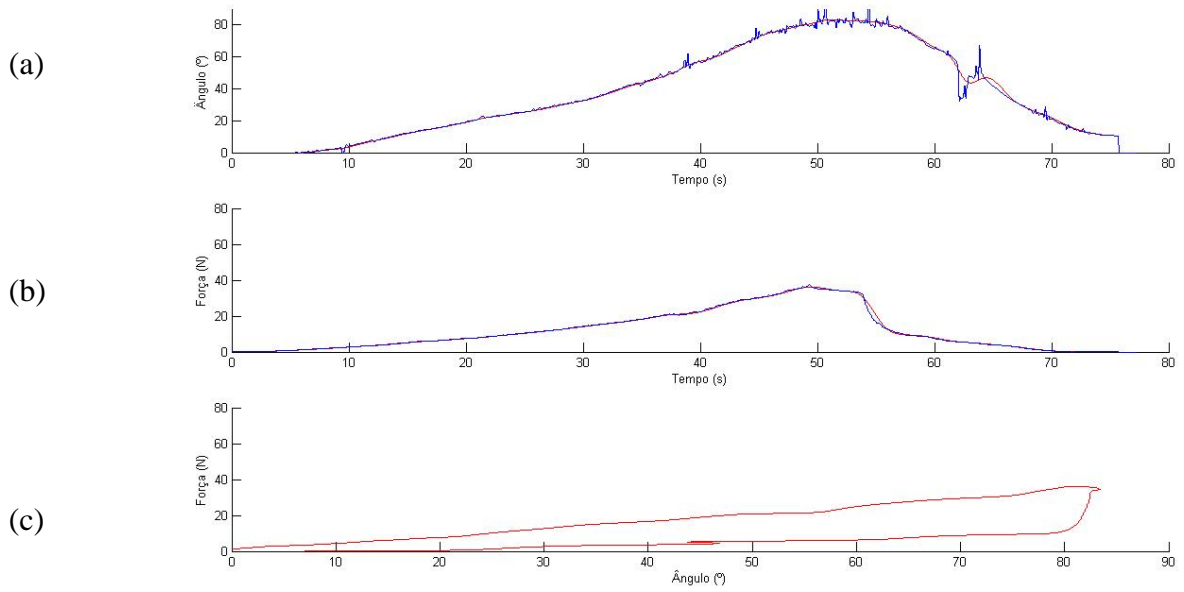
## ANEXO I



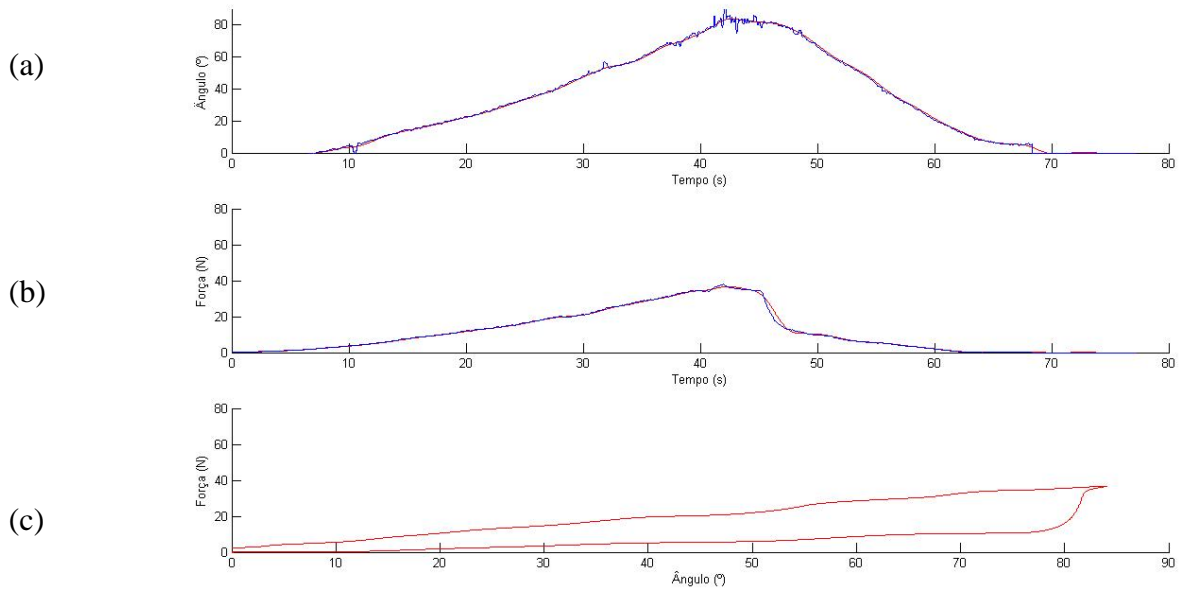
Resultados do experimento com carga de 0,1N. (a) Curva de ângulo ( $^{\circ}$ ) em função do tempo (s); (b) Curva de força (N) em função do tempo (s); (c) Curva força (N) em função do ângulo ( $^{\circ}$ ).



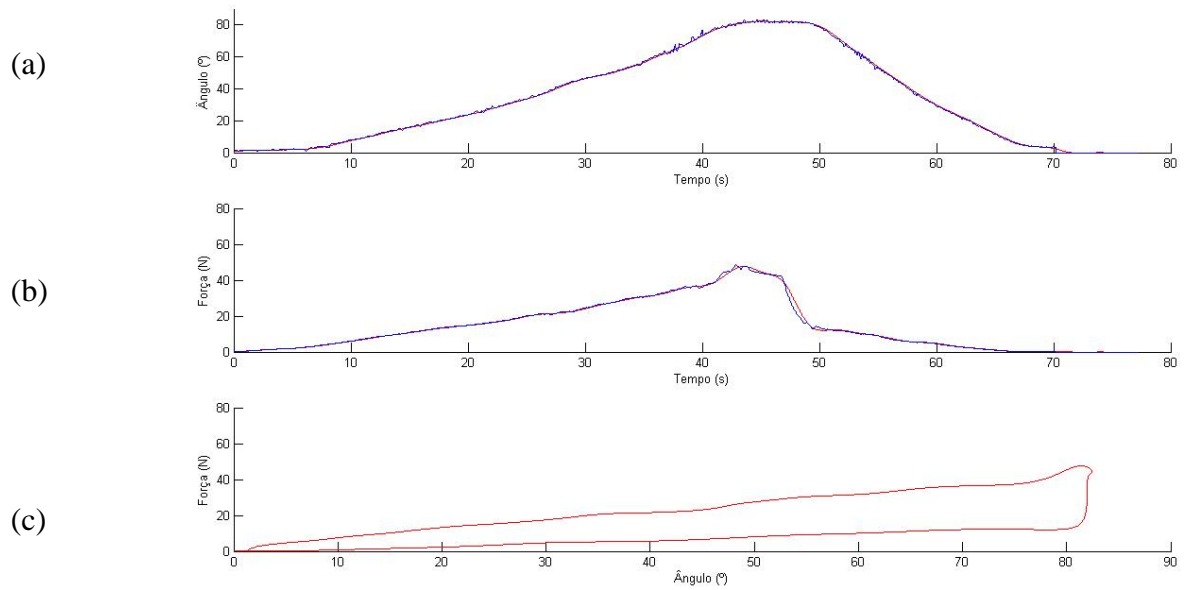
Resultados do experimento com carga de 0,2N. (a) Curva de ângulo ( $^{\circ}$ ) em função do tempo (s); (b) Curva de força (N) em função do tempo (s); (c) Curva força (N) em função do ângulo ( $^{\circ}$ ).



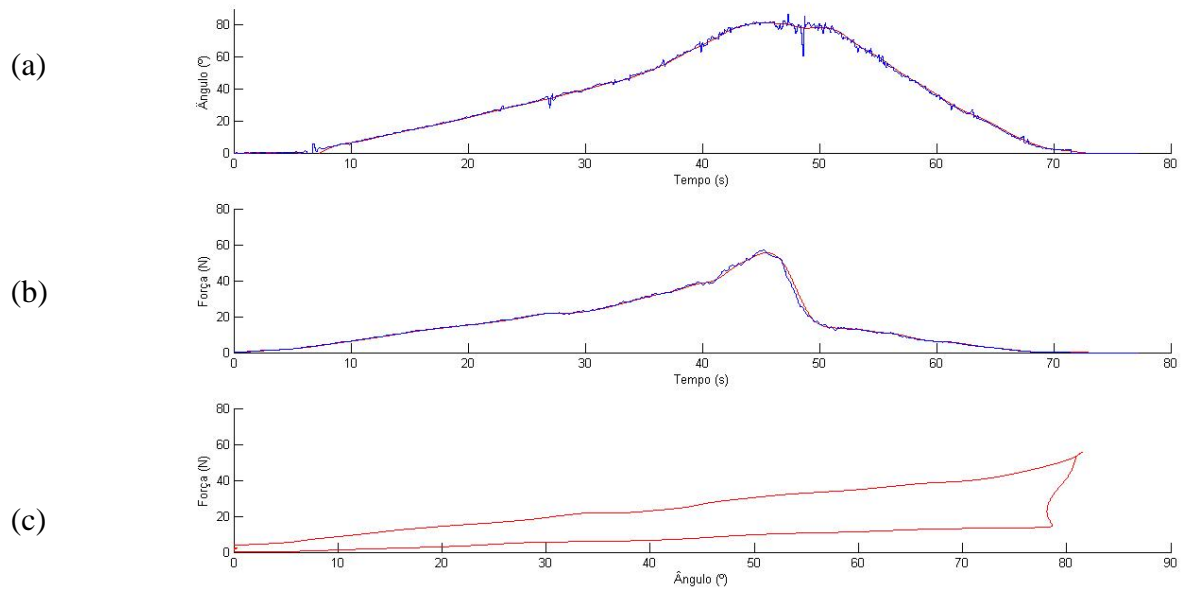
Resultados do experimento com carga de 0,3N. (a) Curva de ângulo ( $^{\circ}$ ) em função do tempo (s); (b) Curva de força (N) em função do tempo (s); (c) Curva força (N) em função do ângulo ( $^{\circ}$ ).



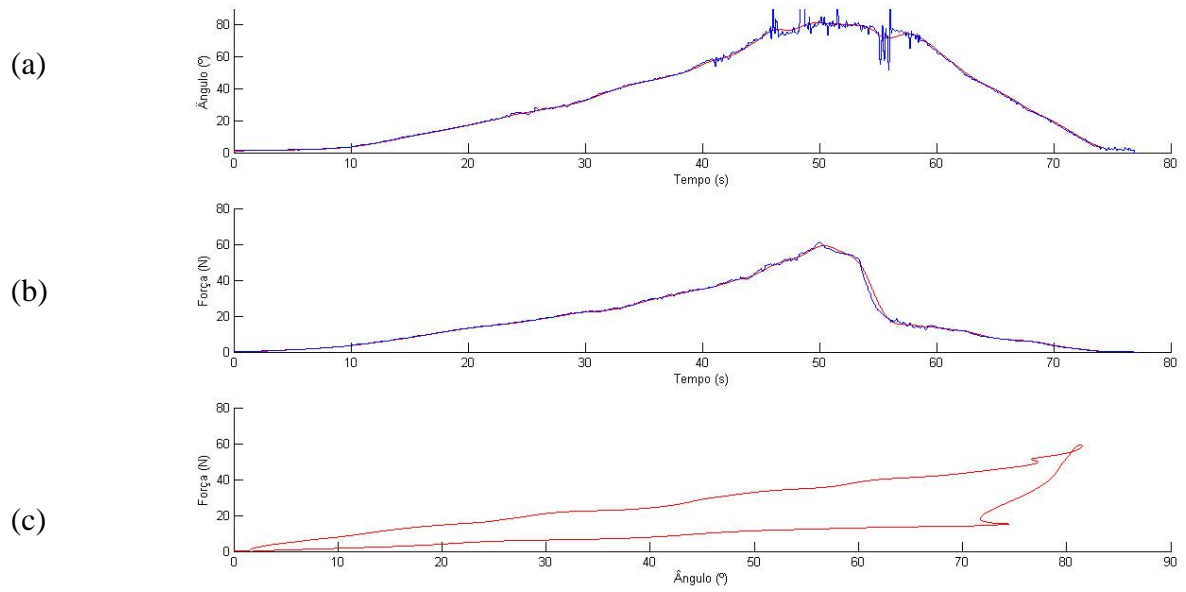
Resultados do experimento com carga de 0,4N. (a) Curva de ângulo ( $^{\circ}$ ) em função do tempo (s); (b) Curva de força (N) em função do tempo (s); (c) Curva força (N) em função do ângulo ( $^{\circ}$ ).



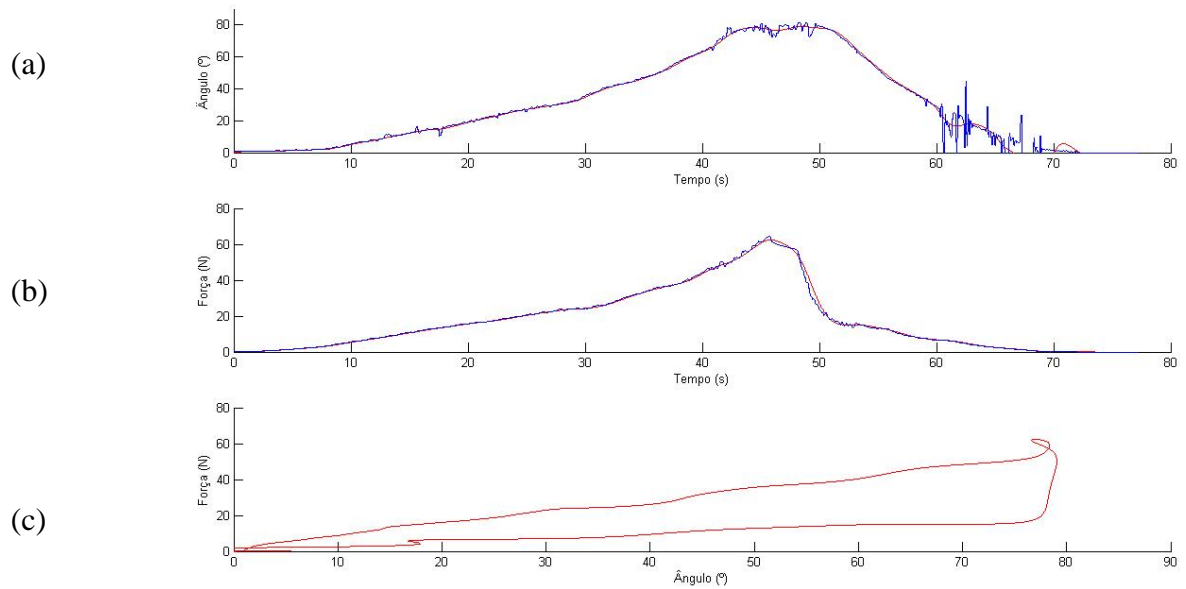
Resultados do experimento com carga de 0,5N. (a) Curva de ângulo ( $^{\circ}$ ) em função do tempo (s); (b) Curva de força (N) em função do tempo (s); (c) Curva força (N) em função do ângulo ( $^{\circ}$ ).



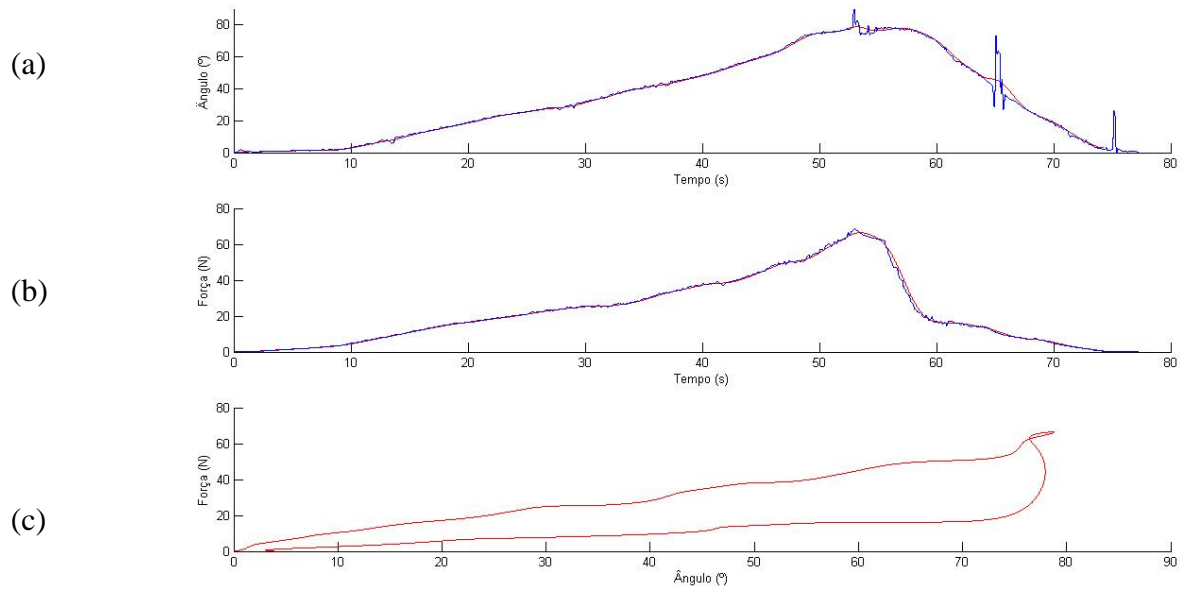
Resultados do experimento com carga de 0,6N. (a) Curva de ângulo ( $^{\circ}$ ) em função do tempo (s); (b) Curva de força (N) em função do tempo (s); (c) Curva força (N) em função do ângulo ( $^{\circ}$ ).



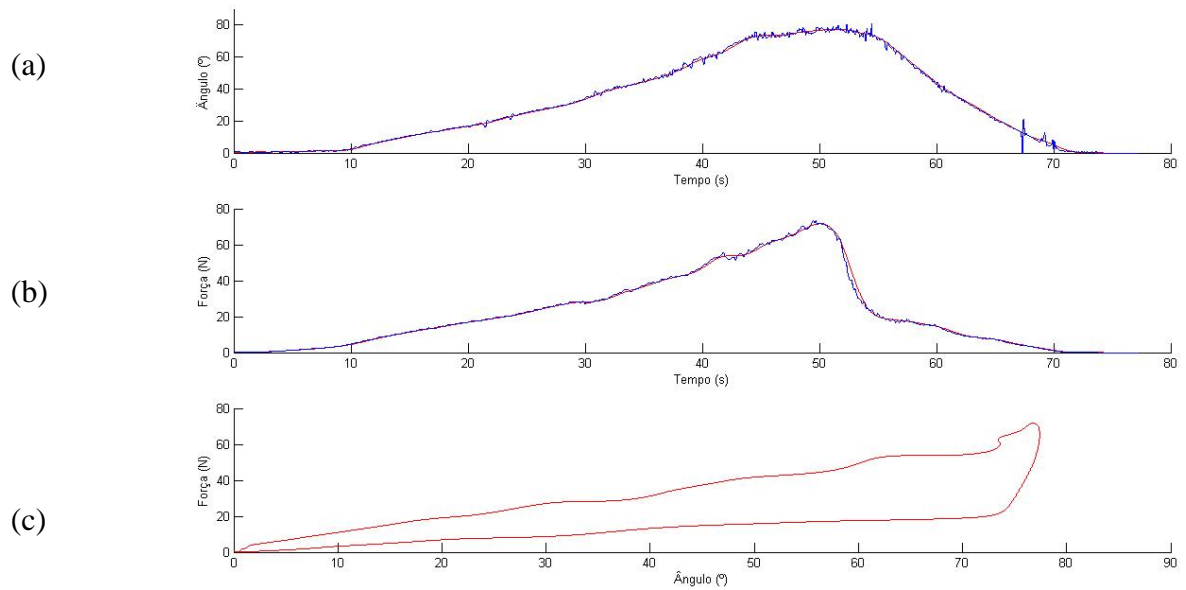
Resultados do experimento com carga de 0,7N. (a) Curva de ângulo ( $^{\circ}$ ) em função do tempo (s); (b) Curva de força (N) em função do tempo (s); (c) Curva força (N) em função do ângulo ( $^{\circ}$ ).



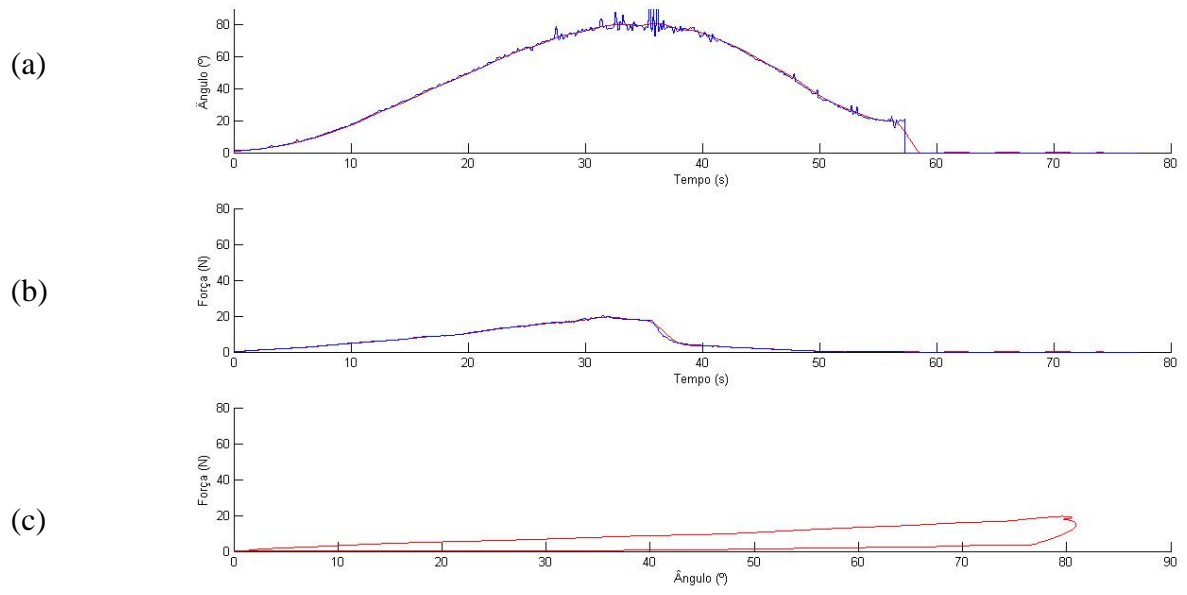
Resultados do experimento com carga de 0,8N. (a) Curva de ângulo ( $^{\circ}$ ) em função do tempo (s); (b) Curva de força (N) em função do tempo (s); (c) Curva força (N) em função do ângulo ( $^{\circ}$ ).



Resultados do experimento com carga de 0,9N. (a) Curva de ângulo ( $^{\circ}$ ) em função do tempo (s); (b) Curva de força (N) em função do tempo (s); (c) Curva força (N) em função do ângulo ( $^{\circ}$ ).

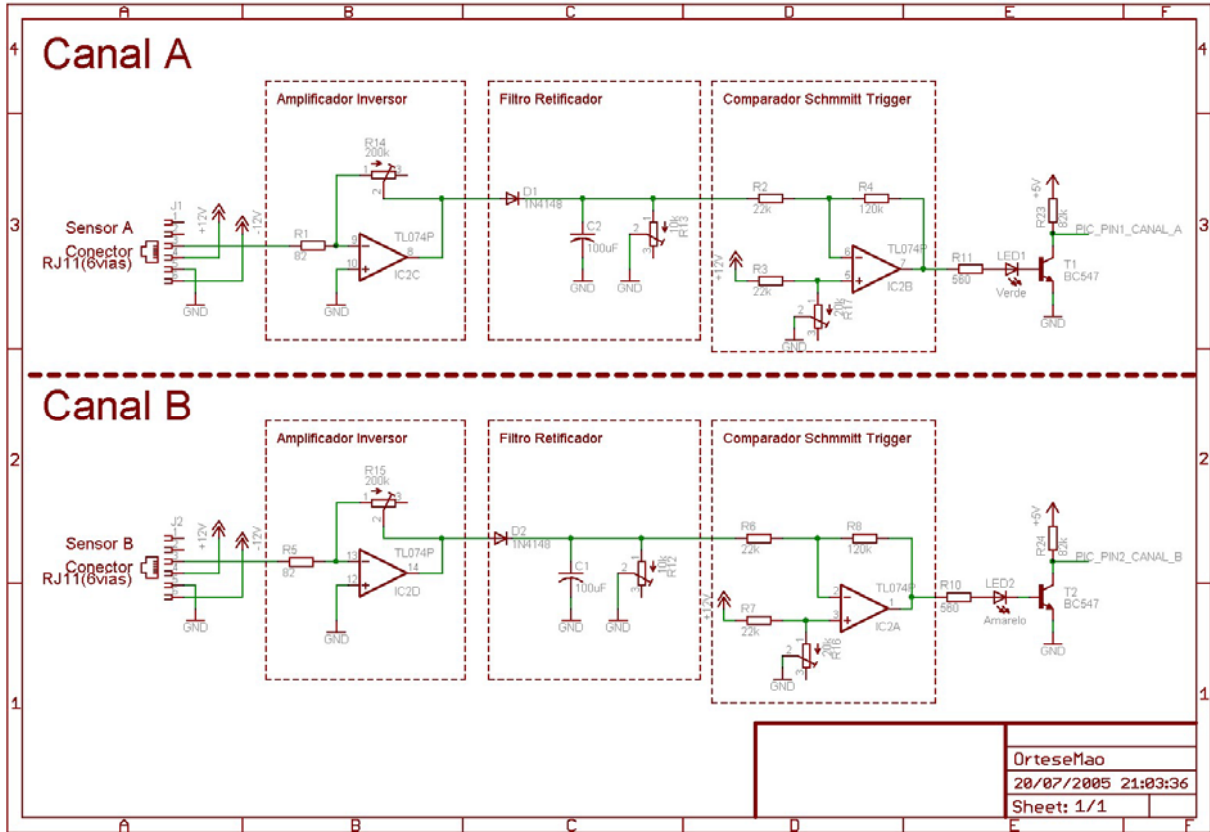


Resultados do experimento com carga de 1N. (a) Curva de ângulo ( $^{\circ}$ ) em função do tempo (s); (b) Curva de força (N) em função do tempo (s); (c) Curva força (N) em função do ângulo ( $^{\circ}$ ).



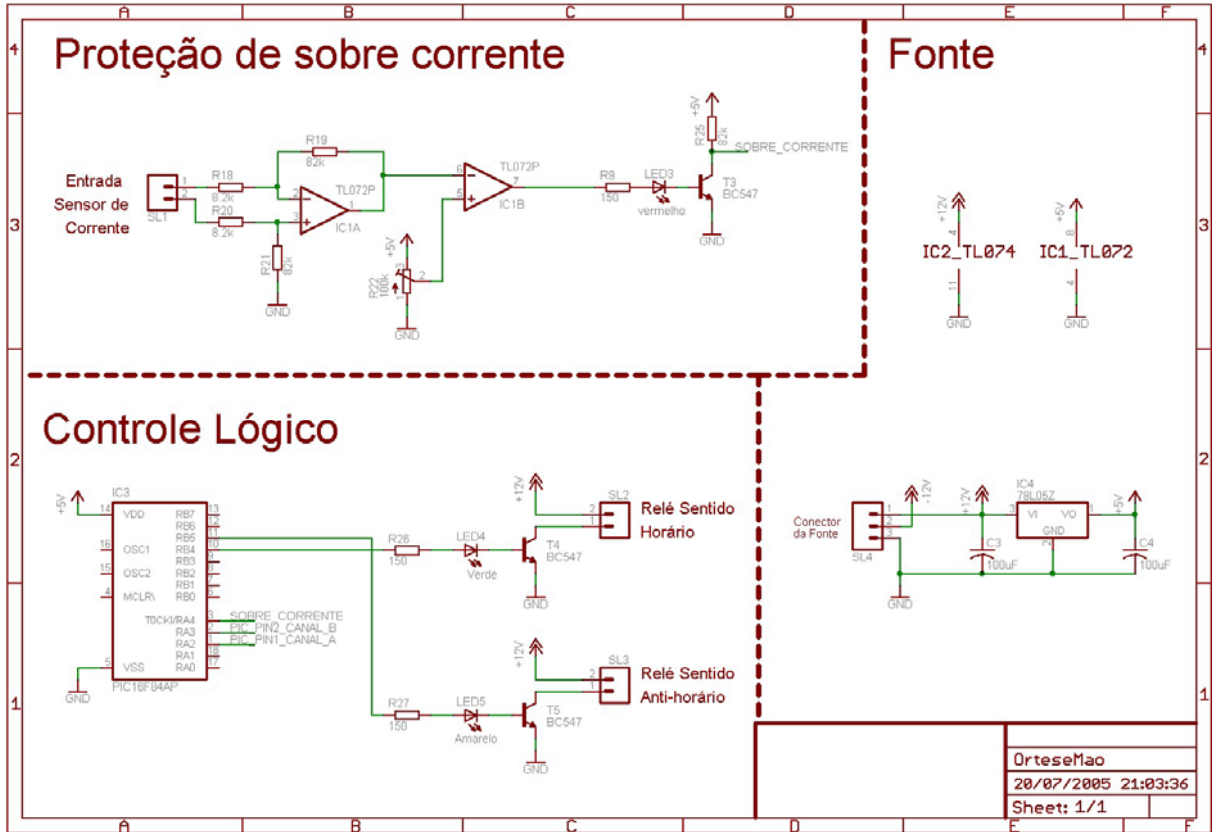
Resultados do experimento sem carga. (a) Curva de ângulo ( $^{\circ}$ ) em função do tempo (s); (b) Curva de força (N) em função do tempo (s); (c) Curva força (N) em função do ângulo ( $^{\circ}$ ).

# ANEXO II





# ANEXO III



OrteseMao
20/07/2005 21:03:36
Sheet: 1/1

## ANEXO IV

# CÉLULAS DE CARGA MODELO MM

# KRATOS

KRATOS DINAMÔMETROS LTDA.

RUA DOUTOR JOÃO MARQUES MAURÍCIO, Nº 360  
CEP 06800 - EMBU - SÃO PAULO - BRASIL  
TEL. 791-1899 - TELEX (11) 71866 /71027 - FAX (11)494-4029  
CGC 60.464.922/0001-81 - INSC. EST. 298.019.212.117

Células universais com "strain gage", projetada para proporcionar excepcional desempenho com tamanho compacto.

Rigorosa seleção de materiais, precisa usinagem, tratamento térmico meticuloso e cuidadosa montagem, conferem alta precisão ao equipamento, abrindo novas perspectivas no campo de medição de força e massa (pesagens).

As pequenas dimensões das Células de Carga KRATOS, modelo MM, permitem ótimas adaptações em sistemas de pesagens ocupando pouco espaço.

Seu desenho exclusivo permite boa proteção contra sobrecarga na compressão ou tração.

Linearidade é fundamental para leituras precisas.

A forma construtiva das Células de Carga KRATOS, modelo MM, com sua alteração de resistência igual em todos os braços da ponte Wheatstone, permite real linearidade do sistema.

Grande estabilidade é muito importante em ensaios de fadiga, sistemas de pesagens, etc.

Devido a localização dos sensores, sua baixa solicitação e a utilização de "strain gages" KRATOS da mais alta qualidade, é garantida a grande estabilidade do conjunto.

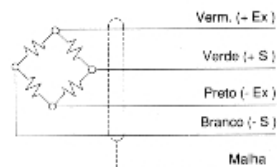
Estabilidade térmica é imprescindível para os diferentes usos em laboratório e no campo. A estabilidade térmica é garantida pelo desenho especial da Célula de Carga KRATOS aliado aos compensadores térmicos que deixam os erros provenientes de variação de temperatura em níveis muito baixos.

### APLICAÇÕES

Eletrônica de balanças industriais e de caminhões.

**PESAGENS:** • balanças • plataformas de pesagens • caçambas dosadoras • transportadoras • **MEDICAO DE FORÇAS EM GERAL • POTÊNCIA DE MOTORES • TORQUE • TRABALHOS EM LABORATORIOS • APLICAÇÕES ESPECIAIS.**

PARÂMETRO (3)	UNIDADE	ESPECIFICAÇÃO
Capacidade nominal (2)	quilograma (kg)	5/10/20/50/100/200
Sinal de saída nominal	mV/V excitação elétrica	2,0
Tolerância do sinal de saída nominal	% do sinal de saída nominal	+/- 0,1
Faixa de erro combinado	% do sinal de saída nominal	+/- 0,03
Faixa de erro total	% do sinal de saída nominal (1)	+/- 0,064
Não linearidade	% do sinal de saída nominal	+/- 0,02
Histerese	% do sinal de saída nominal	+/- 0,02
Repetibilidade	% do sinal de saída nominal	+/- 0,01
Resistência entre terminais de saída	ohm	350 +/- 3
Resistência entre terminais de entrada	ohm (mínimo)	400
Resistência de isolamento	megohm à 50 Vcc	> 5 k
Excitação elétrica recomendada	Vcc ou Vac	10
Excitação elétrica máxima	Vcc ou Vac	15
Fluência (creep)	30 minutos	+/- 0,03
Fluência (creep)	4 horas	+/- 0,05
Equilíbrio de zero	% do sinal de saída nominal	+/- 1,0
Deformação nominal	mm	<0,2
Sobrecarga admissível	% da capacidade nominal	150
Sobrecarga máxima	% da capacidade nominal	200
Sobrecarga de ruptura	% da capacidade nominal	300
Efeito da temperatura no equilíbrio de zero	% do sinal de saída nominal/°C (1)	+/- 0,003
Efeito da temperatura no sinal de saída nominal	% do sinal de saída nominal/°C (1)	+/- 0,0015
Cabo: comprimento	m	1,5
Material do corpo		alumínio
Proteção do corpo		anodizado
Grau de proteção	NBR 6146	IP 67
Classificação	OIML n° 60 - ABNT PROJETO 4.06.05-012	C3



(1) considerar na faixa de 30°C

(2) quilograma força = 9,80665N (Newton)

(3) Especificações conforme:  
NBR 10583 - Células de Carga - Terminologia  
NBR 10584 - Células de Carga - Determinação das características de desempenho  
ABNT Projeto nº 4.06.05-012 - Células de Carga - Classificação

NOTA: Para obter o melhor desempenho das células de carga KRATOS, é fundamental tomar cuidados na montagem.  
Para responder sobre dúvidas na instalação ou aplicação, consultar o departamento técnico da KRATOS.

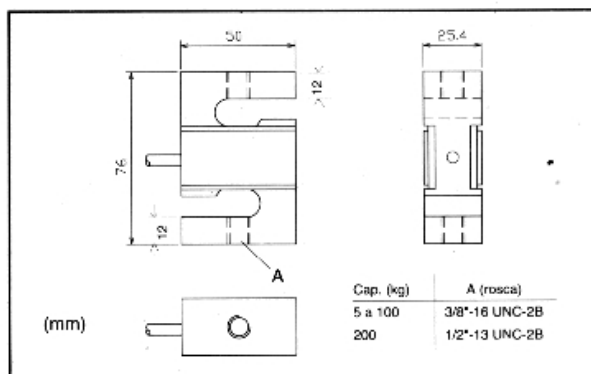
As Células de Carga KRATOS - modelo MM - são normalmente calibradas para tração. Calibração à compressão somente ou à tração e compressão serão feitas sob pedido.

- Cabo Normal: com comprimento especificado na tabela, sem conectores. Podem ser fornecidos cabos com qualquer comprimento sob pedido.
- Articulações especiais: apoios esféricos, ganchos, olhais, conexões articuladas giratórias ou ligações especiais, serão fornecidos sob pedido.
- Possibilidade de absorção de cargas diferentes das normais sem prejuízo das características mecânicas das células de carga.

**GARANTIA:** 6 meses contra defeito de fabricação. Os serviços cobertos pela garantia serão prestados em nossos laboratórios.

**ASSISTÊNCIA TÉCNICA:** permanente.

**ESPECIFICAÇÕES:** Devido ao contínuo processo de aperfeiçoamento, estas especificações estão sujeitas a alteração sem aviso prévio.





**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM**  
**ENGENHARIA MECÂNICA**

**“DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE CONTROLE  
PARA A ÓRTESE FUNCIONAL DE MÃO DA UFMG”**

**DANIEL NEVES ROCHA**

**Belo Horizonte, 10 de abril de 2007**

Daniel Neves Rocha

**“DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE CONTROLE  
PARA A ÓRTESE FUNCIONAL DE MÃO DA UFMG”**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Área de concentração: Calor e Fluidos

Orientador: Prof. Dr. Marcos Pinotti Barbosa

(UFMG)

Belo Horizonte

Escola de Engenharia Mecânica da UFMG

2007

Dedico este trabalho aos meus entes queridos