

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS - UNICAMP

FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA

DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

Este exemplar corresponde à redação final da tese  
defendida por RICARDO FERREIRA  
ARANTES e aprovada pela Comissão  
Julgadora em 20 / 05 / 93.

*Alberto Cliquet Jr.*  
Orientador

" INVESTIGAÇÃO DE SENSORES PARA USO NO CONTROLE  
DA LOCOMOÇÃO DE TETRA/PARAPLÉGICOS COM  
ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR "

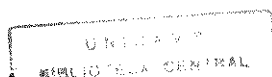
Autor : Ricardo Ferreira [Arantes] <sup>L4</sup>

Orientador : Prof. Dr. Alberto [Cliquet Júnior] <sup>t.</sup>

Tese de mestrado apresentada à  
Faculdade de Engenharia Elétrica  
da UNICAMP em 20 de Maio de 1993.

CAMPINAS

1993



## DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos meus pais Benedicto Roque Guimarães Arantes e Diva Stella Ferreira Arantes como mostra de gratidão pelo amor, carinho, respeito e compreensão que sempre me deram e continuam a dar.

Dedico também este trabalho aos amigos que de maneira direta ou indireta contribuíram para seu término.

## A G R A D E C I M E N T O S

Aos funcionários do CEB (Centro de Engenharia Biomédica) da UNICAMP, pela dedicação e presteza de seu auxílio durante a execução deste trabalho, minha gratidão.

Aos funcionários do serviço de fisioterapia do Hospital das Clínicas da UNICAMP, onde todos os testes com pacientes foram realizados, pela contribuição e ajuda inestimáveis.

Aos professores do DEB (Departamento de Engenharia Biomédica da Faculdade de Engenharia Elétrica da Unicamp) e ao professor Dr Sérgio Tonini Button do DEMA (Departamento de Materiais da Faculdade de Engenharia Mecânica da Unicamp).

Aos voluntariosos pacientes do programa de reabilitação sem os quais nada faria sentido.

As empresas Panambra Ind. e Téc. S.A. e Alfatrônic S.A., onde foram comprados os sensores e micro-chaves, pelo fornecimento de manual e amostras respectivamente.

Aos alunos de iniciação científica Ronald Magalhães Jr e Márcio M. Ciosak pela ajuda na execução deste trabalho.

O autor também agradece ao FAEP / Unicamp e especialmente ao CNPq, pelo incentivo fornecido ao projeto e ao próprio autor.

Agradeço também a banca examinadora,

Alberto Cliquet Júnior, PhD

Vilma Cloris de Carvalho, PhD

Sérgio Santos Mühlen, D

pelas sugestões oferecidas para a melhoria deste.

## O F E R T Ó R I O

A Deus e sua divina providência,  
ao permitir com magnânima misericórdia  
a simples mortais munidos das  
melhores intenções, força de vontade e  
árduo trabalho tentar recriar  
artificialmente o que fizestes com  
PERFEIÇÃO

## R E S U M O

A reabilitação de portadores de lesão medular é baseada em Sistemas Híbridos (órteses mecânicas e Estimulação Elétrica Neuromuscular - EEN) com Sensores para o Controle Automático de Marcha (SCAM): chaves externas nos pés, transdutor patelar. Durante o ciclo da marcha, os SCAM's detectam as fases de suporte e balanço, enquanto que uma Central de Controle Automático (CAC) permite a estimulação de uma perna para o passo, ao mesmo tempo em que habilita a outra para suporte. Esta estimulação ocorre logo que a posição espacial correta do paciente é detectada.

O sistema consiste em três fases: DETECÇÃO, PROCESSAMENTO e EXECUÇÃO. Durante a DETECÇÃO, ocorre a conversão do sinal mecânico de força dos pontos monitorados em um sinal elétrico analógico, através dos sensores (micro-chaves e extensômetros); no PROCESSAMENTO, a análise comparativa entre os parâmetros teóricos e os físicos detectados, pré-estabelecidos para cada paciente, será capaz de produzir os comandos de controle para a próxima fase; a EXECUÇÃO, onde o estímulo do Arco reflexo Artificial na perna de suporte e a estimulação da perna livre irão restaurar a marcha para a reabilitação do paciente.

A reabilitação do paciente usando o sistema foi feliz, mostrando um futuro promissor para o uso de Sistemas Híbridos com EEN e SCAM na Engenharia de Reabilitação.

## A B S T R A C T

The rehabilitation of spinal cord injured (SCI) subjects is based on Hybrid Systems (mechanical orthoses and Neuromuscular Electrical Stimulation - NMES) with Sensors for Automatic Gait Control (SCAG) : external footswitches, patellar transducer. During the gait cycle the SCAGs detects the swing and the stance phases while a Central of Automatic Control (CAC) allows the stimulation of one leg for the step at the same time that enables the other to supporting. This stimulation occurs as soon as the correct spatial position of the patient is detected.

The system consists of three phases: DETECTION, PROCESSING and EXECUTION. During detection, it occurs the conversion of a mechanical strength signal of the monitored points to an analogical electric signal by means of the sensors (strain gages and micro-switches); during the processing, the comparative analysis between theoretical and detected physic parameters, pre-seted for each patient, will be able to produce the control commands for the next phase; in the execution, the Artificial Arc-Reflex stimulus in the supporting leg and the stimulation on the free leg will restore the gait to the patient.

The rehabilitation of patients using this technique was successfull, showing a promising future for the use of Hybrid Systems with NMES and SCAGs in Rehabilitation Engineering.

*Restaurar a locomoção de um deficiente através de  
uma cadeira de rodas é no mínimo civilizado.*

*Restaurar a locomoção bípede de um deficiente é  
algo tão grandioso quanto ensinar uma criança  
a andar, falar, escrever, é...*

*...Revolucionar a vida.*



## S U M Á R I O

Resumo.....	i
Abstract.....	ii
<b>CAPÍTULO I - ENGENHARIA DE REABILITAÇÃO</b>	<b>1</b>
I.1 - Introdução.....	1
<b>CAPÍTULO II - SISTEMA NERVOSO PERIFÉRICO</b>	<b>10</b>
II.1 - Motricidade.....	12
II.2 - Sensibilidade.....	15
II.3 - Arco reflexo.....	19
II.4 - Estimulação Elétrica Neuromuscular (EEN)....	26
<b>CAPÍTULO III - MATERIAL E MÉTODOS</b>	<b>28</b>
III.1 - Órtese Mecânica.....	30
III.2 - Micro Chaves.....	33
III.3 - Transdutor Patelar.....	35
III.3.1 - Análise Mecânica do Substrato.....	36
III.3.2 - Sensor.....	44
III.3.3 - Calibração do Sensor.....	47
III.3.4 - Calibração dos Circuitos Elétricos do Transdutor.....	51
III.3.5 - Circuitos Elétricos.....	52
III.3.5.1 - Detecção.....	53
III.3.5.2 - Processamento.....	53

III.3.5.3 - Execução.....	60
III.3.5.4 - Lógica de Controle de Marcha.....	62
<b>CAPÍTULO IV - ANÁLISE GRÁFICA</b>	<b>70</b>
IV.1 - Equacionamento Estático.....	71
IV.1.1 - Cálculo da Força Aplicada no Transdutor...	71
IV.1.2 - Pressão de Contato Inicial (PCI).....	74
<b>CAPÍTULO V - RESULTADOS</b>	<b>80</b>
V.1 - Testes Clínicos.....	81
V.2 - Resultados.....	84
V.2.1 - Nomenclatura dos Gráficos.....	86
<b>CAPÍTULO VI - DISCUSSÃO</b>	<b>131</b>
<b>CAPÍTULO VII - CONCLUSÃO E PROPOSTAS FUTURAS</b>	<b>152</b>
VII.1 - Conclusão.....	152
VII.2 - Propostas Futuras.....	155
<b>APÊNDICE I - ESQUEMAS ELÉTRICOS</b>	<b>157</b>
<b>APÊNDICE II - REGISTRADOR</b>	<b>163</b>
<b>APÊNDICE III - FOTOS DO PROTÓTIPO II</b>	<b>167</b>
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b>	<b>172</b>

## CAPÍTULO I

ENGENHARIA DE REABILITAÇÃO

## I.1 - Introdução

Desde 1860, quando Charles Darwin divulgou sua teoria da Origem das Espécies, antropólogos vêm pesquisando cada vez mais acerca dos ancestrais do ser humano, reconstituindo pela análise dos materiais fósseis encontrados, os hábitos alimentares, condições ambientais, estrutura física etc. A busca incessante do "ELO PERDIDO" entre o homem atual e o homínido mais antigo pode ser estabelecida, entre outros, pela transição ao BIPEDALISMO<sup>1</sup>, fato estimado ter ocorrido há mais de 4 milhões de anos atrás. Pode-se contestar desde a validade da datação até a consistência da teoria, como têm feito diversos grupos<sup>2</sup>, porém é inegável que o BIPEDALISMO para a evolução do homem é tão ou mais importante quanto a invenção da RODA foi para o desenvolvimento da civilização atual.

---

(1) Ato de quem se utiliza do caminhar sobre duas pernas.

(2) CRIACIONISTAS: Acreditam que Deus criou o universo e toda a sua matéria e são favoráveis à evolução das espécies.

FIXISTAS: São criacionistas, porém contrários à teoria evolucionista, acreditando que as espécies já "nasceram" prontas (Conferência comemorativa dos 100 anos, sobre a vida e obra de Darwin, 99<sup>a</sup> Reunião da SBPC, 1981).

A área científica que atua realisticamente no sentido de restaurar a funcionalidade dos membros afetados, superiores (braços) e inferiores (pernas), de pessoas que sofreram algum tipo de lesão medular é denominada Engenharia de Reabilitação<sup>[1]</sup>.

Nos primeiros esforços de reabilitação de portadores de lesão medular utilizava-se aparelhos de sustentação mecânica, tais como cadeira de rodas, muletas, andadores e órteses associadas às técnicas de fisioterapia.

Funções básicas de locomoção (levantar, sentar e andar), restauradas por aparelhos mecânicos e pela atividade dos músculos que permaneceram intactos após a lesão, demonstraram ser extenuantes e pouco eficazes principalmente em paraplégicos e tetraplégicos incompletos. Lesões na medula espinhal são classificadas pelo nível vertebral afetado e geralmente quanto mais alto for o nível, maior é a perda funcional sensitiva e motora, como será mostrado no Capítulo II.

Paraplégicos e tetraplégicos incompletos são portadores de lesão medular, o primeiro em nível torácico ou lombar e o segundo em nível cervical<sup>[2]</sup>, na qual ocorreu recuperação ou perda parcial das funções normalmente comprometidas abaixo do nível lesionado.

Limitado fisicamente pela própria natureza da deficiência e por motivos de maior praticidade, geralmente o paciente preferia a agilidade da cadeira de rodas relegando a locomoção por outros meios apenas como recurso fisioterápico. Isto o levava a permanecer a maior parte do tempo na postura sentada, gerando certos tipos de comprometimento das funções orgânicas.

Com o advento da Estimulação Elétrica Neuromuscular (EEN) aplicada no restaurar das funções básicas de locomoção em pacientes para/tetraplégicos incompletos ou não, foi constatada uma redução no comprometimento de algumas funções orgânicas, principalmente em termos do alívio da pressão sobre os tecidos e órgãos internos, da redução da perda mineral óssea e do estresse, de uma melhor drenagem urinária gravitacional, etc., pela simples diminuição da permanência em cadeiras de rodas<sup>[3]</sup>.

O princípio da utilização da eletricidade aplicada sobre o músculo esquelético paralisado gerando contração muscular foi proposto a mais de 200 anos atrás por Kruger<sup>9</sup>. Desde então, a estimulação elétrica passou a ser utilizada em princípio como um método terapêutico no combate à atrofia muscular,

---

(9) KRUGER: Em 1744, propôs o conceito da capacidade de contração do músculo esquelético paralisado, quando estimulado por meio de eletrodos transcutâneos ou intramusculares, aplicada em paraplégicos para restaurar as funções de levantar e caminhar<sup>[4]</sup>.

progressivamente no sentido de recuperar a mobilidade de articulações e posteriormente para a restauração das funções básicas de locomoção.

A reabilitação via EE<sup>4</sup> implica na seleção de pré-requisitos fundamentais, tais como [1] [2] [3] [4] [5] [6] [7] [8] [9] [10];

- **Nervo ou grupo muscular:** a escolha do músculo a ser estimulado DIRETAMENTE (EEM<sup>5</sup>) ou INDIRETAMENTE (EEN<sup>6</sup>) está relacionada à função a ser restaurada, ex: abrir ou fechar da mão, flexão ou extensão dos membros inferiores ou superiores, etc.
- **Eletrodos:** interface entre o equipamento de estimulação e o nervo ou grupo muscular a ser estimulado, dividem-se em superficiais, transcutâneos e implantáveis e são das mais variadas formas, tamanhos e tipos de materiais bio-compatíveis.

---

(4) EE - Estimulação elétrica.

(5) EEM - Estimulação elétrica muscular.

(6) EEN - Estimulação elétrica neuromuscular, ou seja, de um nervo específico de um grupo muscular.

- **Estímulo elétrico:** é a informação transmitida para gerar uma resposta orgânica funcional. Gerado por estimuladores elétricos portáteis ou não, com controle e combinação adequadas do tipo<sup>7</sup> e forma<sup>8</sup> de onda de tensão ou corrente sendo síncrona ou assíncrona e com período, frequência e amplitude variáveis de acordo com a necessidade de ser evitada a acomodação e a tetanização muscular e se obter uma resposta orgânica que será controlada por mecanismos de realimentação para se tornar funcional.
  
- **Sistemas de controle:** são mecanismos, geralmente externos ao organismo do paciente, que visam a realimentação SENSORIAL (para o paciente) e PROPRIOCEPTIVA (para o paciente e para o controle do equipamento de EE) do tipo de resposta orgânica funcional implementada.

E mais recentemente, incorporando sistemas auxiliares mecânicos:

- **Aparatos mecânicos de sustentação:** são equipamentos externos que auxiliam na manutenção da resposta orgânica funcional, tais como: andadores, muletas e órteses.

---

(7) Monofásica ou bifásica.

(8) Retangular, quadrada, triangular.

Destacam-se dois aspectos característicos limitantes da locomoção via EEN: a falta de PROPRIOCEPÇÃO FISIOLÓGICA e as FALHAS FÍSICO-ELETRICAS.

A falta da propriocepção fisiológica compreende as compensações posturais do paciente para obter alguma realimentação sensorial, geralmente visual, do posicionamento dos membros inferiores durante a locomoção. Tais compensações contribuem para um maior esforço da musculatura superior, utilizada para sustentação sobre aparelhos mecânicos, levando a um maior gasto energético. Sistemas de controle são incorporados à EEN na tentativa de promover realimentação sensorial e proprioceptiva artificialmente para o paciente, compensando a ausência da fisiológica.

Falhas físico-elétricas compreendem a fadiga dos músculos eletricamente ativados, a exaustão física relativa aos músculos superiores intactos pelo uso de andadores e muletas, e as possíveis deficiências do equipamento de estimulação.

Segundo Cliquet<sup>(5)</sup>, para evitar as falhas físico-elétricas passou-se a utilizar sistemas HÍBRIDOS, ou seja, sistemas que associam o emprego de ÓRTESES MECÂNICAS a EEN.

A importância das órteses mecânicas reside na proteção contra hiperextensão da articulação do joelho e na possibilidade da manutenção da postura parado-em-pé dos pacientes sem ativação da EEN, desde que o Vetor de Reação do Solo ao peso



da perna - VRS (GRV - "Ground Reaction Vector") passe anteriormente à articulação do joelho, figura 1.1. Caso ocorram instabilidades, o que levaria à flexão da perna e provável queda do paciente, utiliza-se o sensoriamento do joelho para a ativação da EEN sobre o quadríceps, a fim de controlar a estabilidade da postura [3] [4] [5] [6].

A este controle via EEN denomina-se Arco-reflexo Artificial e o mesmo é utilizado na manutenção da perna de suporte durante a marcha e na postura "parado-em-pé", ocasionando o emprego racional da ativação elétrica dos músculos, reduzindo a fadiga e proporcionando uma locomoção mais próxima da natural [3] [5].

Esta tese objetiva o controle da marcha via Arco-reflexo Artificial e da Propriocepção Artificial através do desenvolvimento de sensores (chaves nos pés, transdutor patelar) auxiliado por controladores lógicos do disparo da EEN e aparelhos de sustentação mecânica (órteses, andadores, muletas), constituindo um sistema fechado de controle automático de marcha (SFCAM) como mostrado no diagrama da figura 1.2.

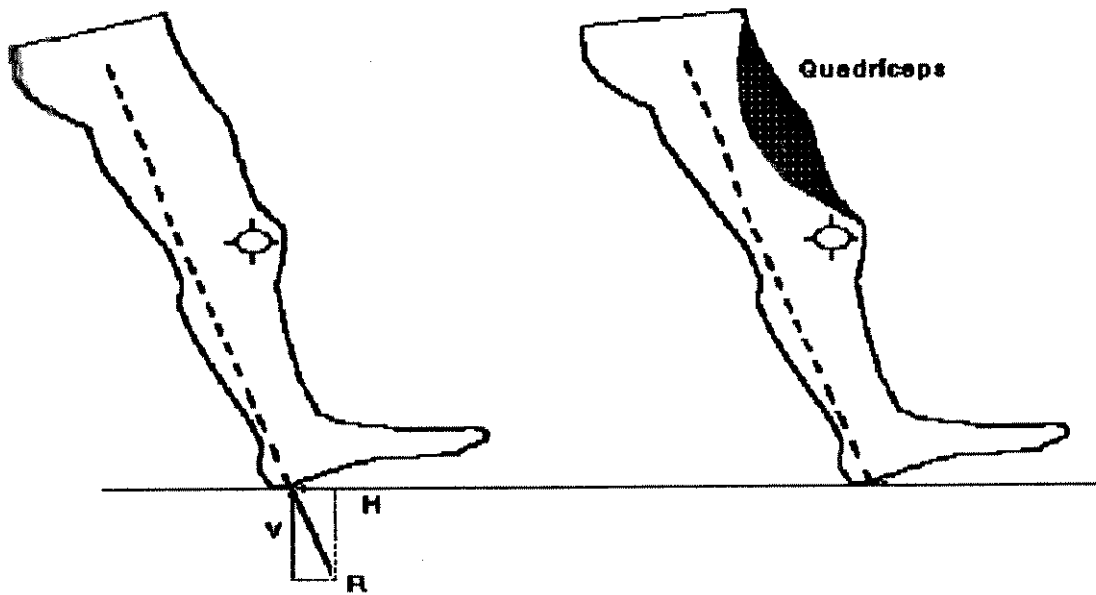


Figura I.1- Quando a linha de ação da força  $R$ , resultante das componentes horizontal ( $H$ ) e vertical ( $V$ ) de reação do solo ao peso da perna passa posteriormente à articulação do joelho ocasiona a flexão da perna, sendo necessária a atuação elétrica sobre os músculos do quadríceps para restaurar a extensão da mesma (modificado de Clignet, 1988).

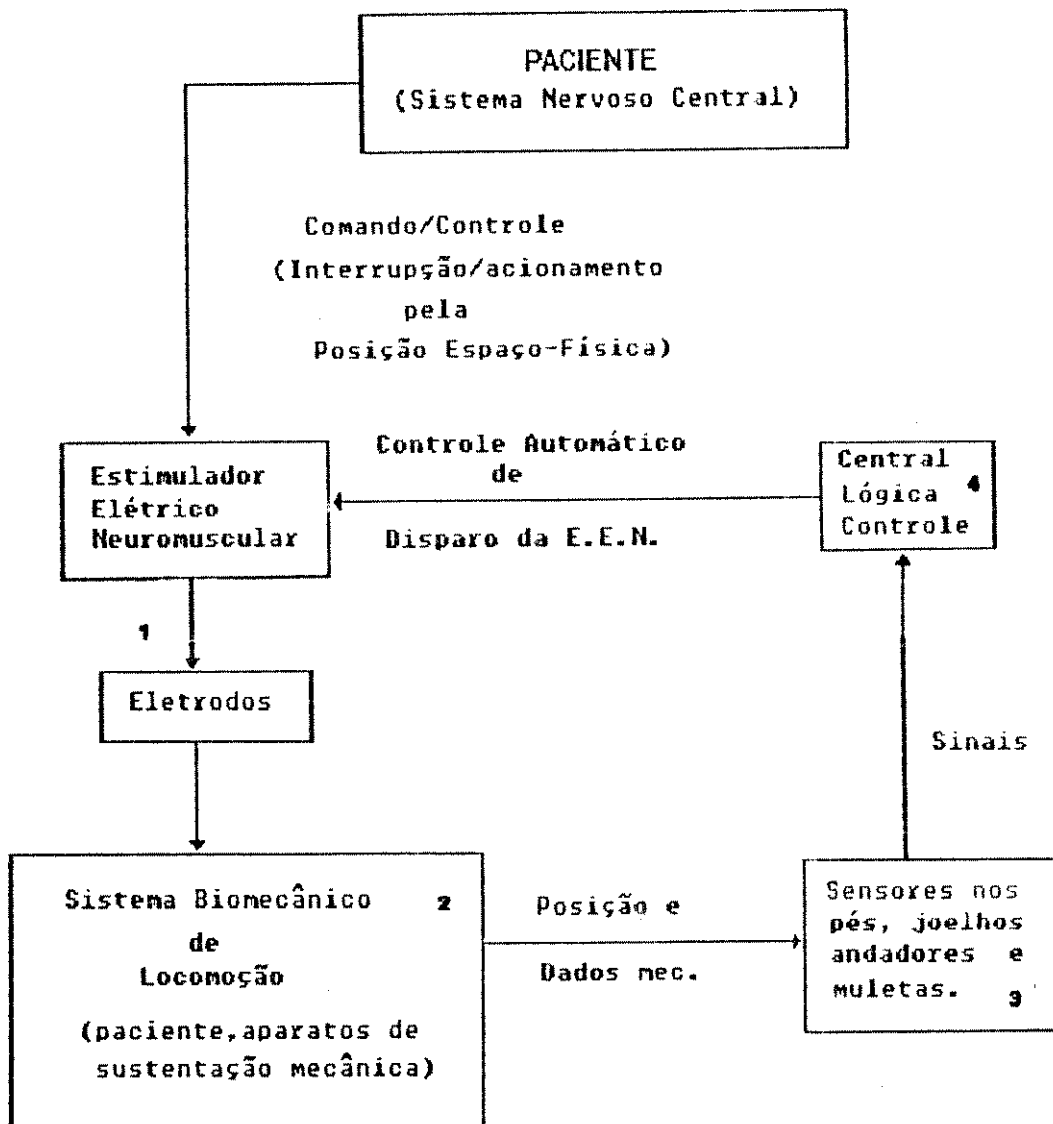


Figura I. 2- Diagrama em blocos do Sistema Fechado de Controle Automático da Marcha (SFCAM).

- (1) Efetuado por um estimulador elétrico neuromuscular.
- (2) Órteses mecânicas, andadores ou muletas.
- (3) Transdutores, micro-chaves.
- (4) Central Lógica de Controle de Marcha.

## CAPÍTULO II

---

### SISTEMA NERVOSO PERIFÉRICO

---

O Sistema Nervoso Central (SNC) é constituído pelo encéfalo e pela medula espinhal, que se apresenta dividida em segmentos denominados: cervical, torácico, lombar e sacral.

As raízes nervosas que emergem do SNC juntamente com os gânglios, receptores e efetadores constituem o Sistema Nervoso Periférico (SNP) e são classificadas em:

- nervos cranianos : emergentes da base do crânio
- nervos espinhais : originados na medula espinhal
- nervos autónomos : com diferentes funções e detalhes estruturais, estão intricadamente associados aos nervos cranianos e espinhais <sup>[11]</sup>.

Os nervos espinhais são dispostos simetricamente em 31 pares de nervos mistos, cada qual constituído posteriormente, por uma raiz sensitiva e anteriormente, por uma motora, em relação à medula espinhal, e dividem-se em: cervicais (C1-C8), 12 torácicos (T1-T12), 5 lombares (L1-L5), sacrais (S1-S5) e 1 coccígeo (C0), como mostrado na figura 11. <sup>[12]</sup>.

NÍVEIS SENSITIVOS

NÍVEIS MOTORES

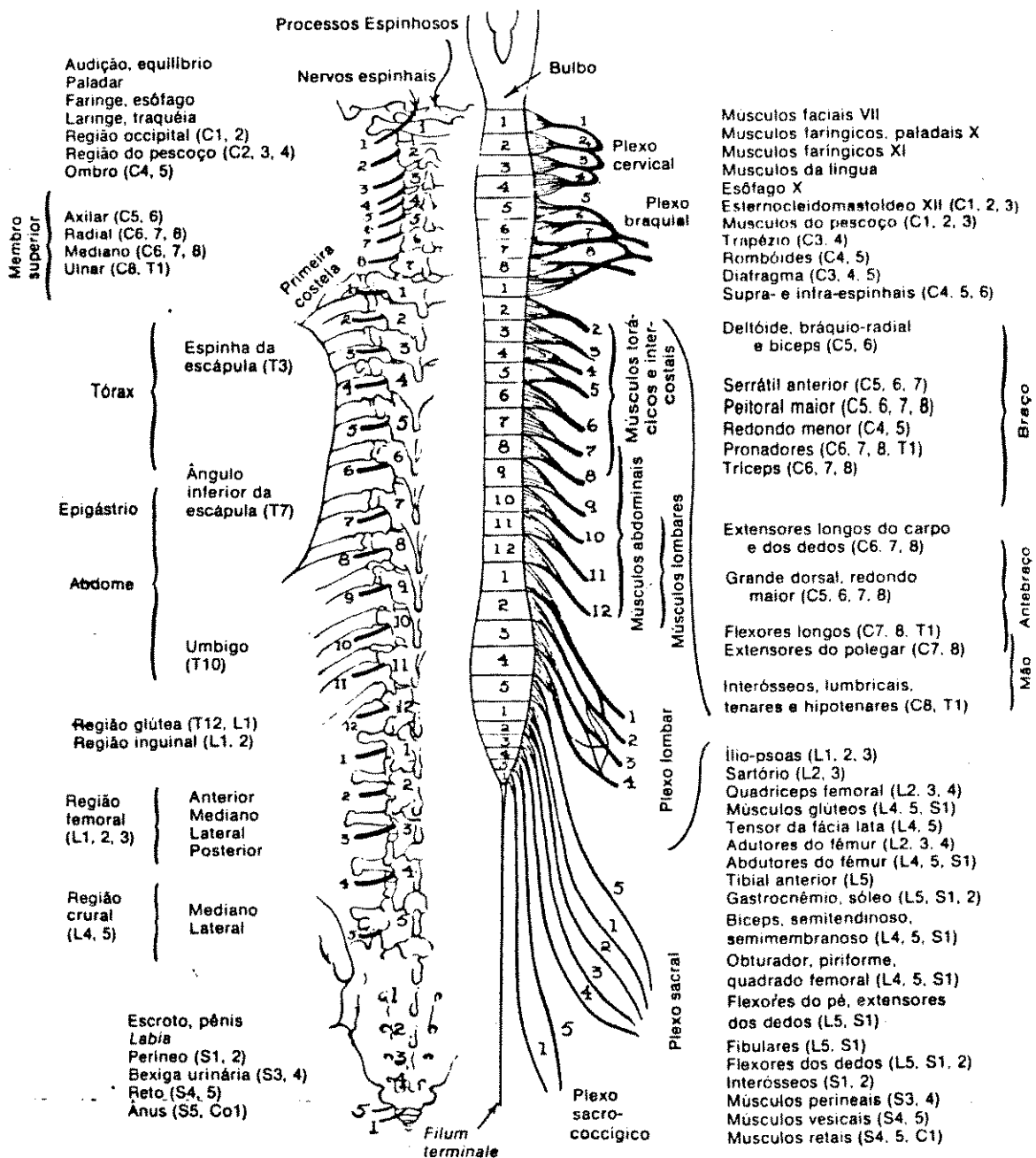


Figura II. 1- Representação dos níveis motores e sensitivos

dos segmentos periféricos da medula espinhal (modificada de Joseph A. Cushid<sup>[11]</sup>).

As lesões que afetam a medula espinhal e as raízes nervosas causam danos, de maior ou menor amplitude, às funções neurológicas nos campos motor, sensitivo e autônomo de acordo com o nível atingido, e normalmente decorrem de distúrbios patológicos dos tipos: defeitos congênitos, neoplasias; além daquelas por causas inflamatórias, vasculares, tóxicas, degenerativas e traumáticas<sup>[11]</sup>.

Segundo avaliação de nosso orientador Alberto Cliquet, entre os pacientes voluntários inscritos no PROGRAMA DE REABILITAÇÃO desenvolvido pelo Departamento de Engenharia Biomédica, junto ao serviço de Fisioterapia do Hospital das Clínicas da UNICAMP, constatou-se que as lesões são em maior parte de origem traumática com causas acidentais por armas de fogo, automobilísticas e de trabalho.

O diagnóstico clínico do nível afetado é realizado através de exame neurológico minucioso, testando aspectos motores e sensitivos, suportados por exames complementares importantes tais como: alterações reflexas, resposta a estímulos de natureza elétrica, e eletromiografia.

## II.1 - Motricidade

A completa avaliação do grau de mobilidade dos membros do paciente é fundamental para estabelecer os parâmetros físicos limitantes da locomoção do mesmo e as possíveis implementações terapêuticas a serem adotadas para sua

reabilitação, por exemplo:

- os movimentos voluntários e a intensidade de força muscular indicam a possibilidade e o tipo de locomoção com aparelhos mecânicos de sustentação: muletas, órteses, andadores, cadeiras de roda.
- a postura do membro superior (mão em garra, mão simiesca, etc.) ou inferior (flexão dorsal do pé, flexão do joelho, etc.) indica o tipo de desvio compensatório efetuado na locomoção pelo paciente, por exemplo: a acentuada inclinação do quadril para evitar o arrastamento da ponta do pé durante um passo, ou devida à marcha com travamento da articulação do joelho; e prendedores mecânicos nas mãos do paciente fixando-as sobre andadores e muletas.
- a mobilidade articular e contraturas musculares involuntárias também alteram e limitam os movimentos executados, com ou sem o auxílio mecânico externo, pelos membros afetados.

Portanto, a avaliação das condições de motricidade implica na metodologia a ser utilizada para restaurar a locomoção do paciente, seja mecanicamente ou com ativação elétrica dos músculos.

Na figura II.2, observa-se a localização dos

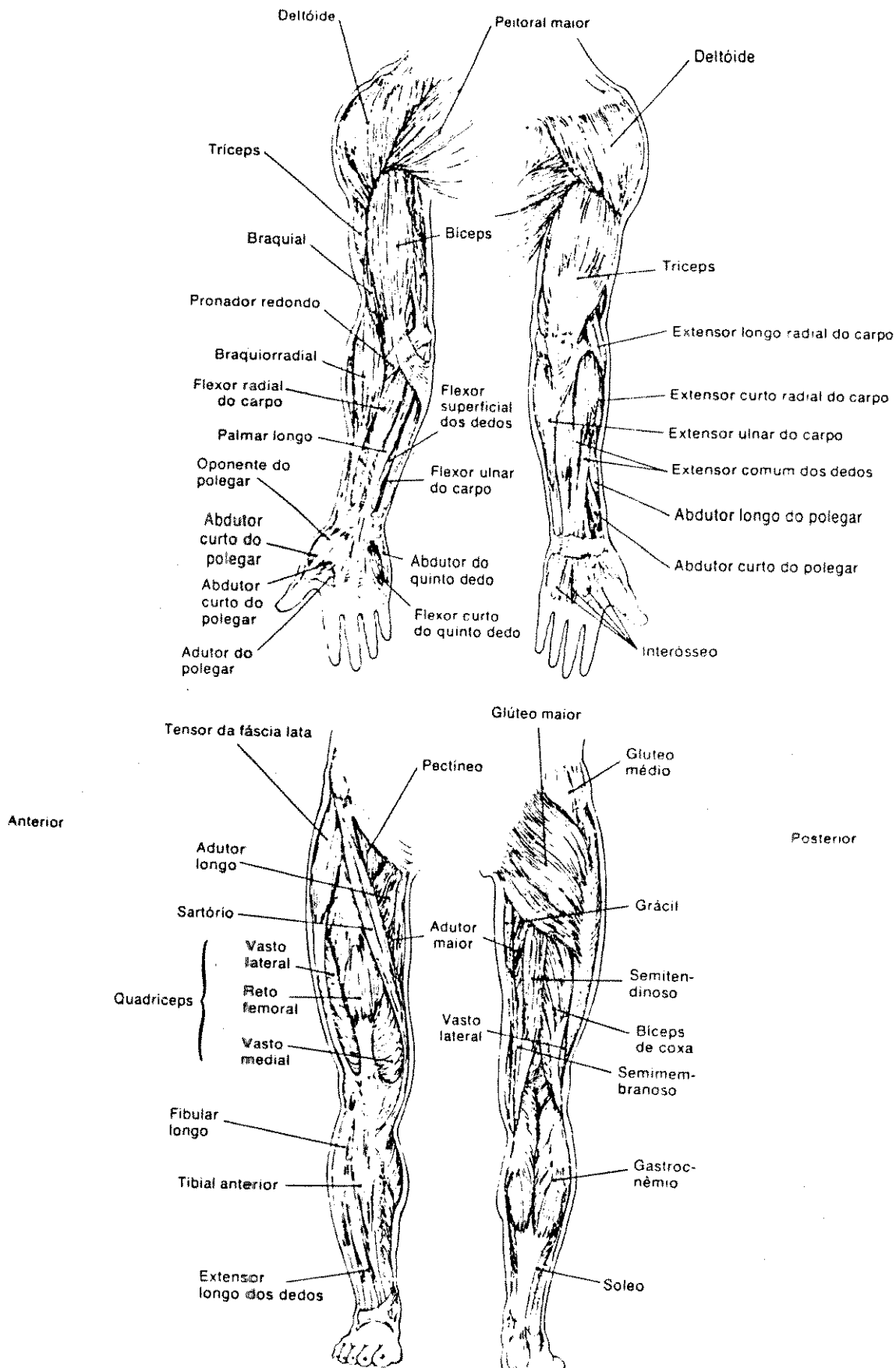


Figura II. 2- Músculos superficiais dos membros superior e

inferior direito (modificado de Joseph A. Cushid [11]).



músculos superficiais dos membros superior e inferior direito evidenciando o quadríceps e o fibular, utilizados neste trabalho durante os procedimentos de reabilitação por estimulação elétrica.

## II.2 - Sensibilidade

A sensibilidade é dividida em três grupos:

- superficial : relacionada com o tato, dor, temperatura e discriminação de dois pontos.
- profunda : relacionada com o sentido de posição articular (propriocepção) e grau de contração muscular , dor muscular profunda e sentido de vibração.
- combinada : reconhecimento de objetos pelo tato e localização de estímulos cutâneos, envolve as duas outras<sup>[11]</sup>.

Durante a locomoção de lesionados medulares, a falta da propriocepção obriga-os a adotarem uma postura mais inclinada para que possam, através da visão, obter a realimentação sensorial do posicionamento dos membros inferiores.

Tal postura ocasiona um esforço adicional sobre os músculos superiores, fadigando-os mais rapidamente e com conseqüente redução do tempo de locomoção e aumento de intervalos para recuperação física.

Lesões completas de nervos são caracterizadas pela perda da sensibilidade das áreas correlatas ao nível da lesão<sup>1</sup>.

A perda do tato é mais pronunciada e próxima às áreas de distribuição dos nervos que a dor, uma vez que existe a sobreposição dos nervos periféricos adjacentes fornecendo muitas terminações para a dor, figura 11.3.a,b.

As lesões incompletas mostram um menor grau de perda sensitiva e geralmente permanecem sintomas subjetivos tais como a dor<sup>[11]</sup>. Portanto, a pouca sensibilidade ainda existente nos lesionados incompletos é útil na realimentação da intensidade do estímulo elétrico aplicado ao membro afetado a fim de não provocar desconforto durante a reabilitação por EEN.

---

(1) DERMÁTOMO: Regiões na superfície do corpo de sensibilidade relacionadas a um nível medular lesionado.

NERVOS PERIFÉRICOS

DERMÁTOMOS

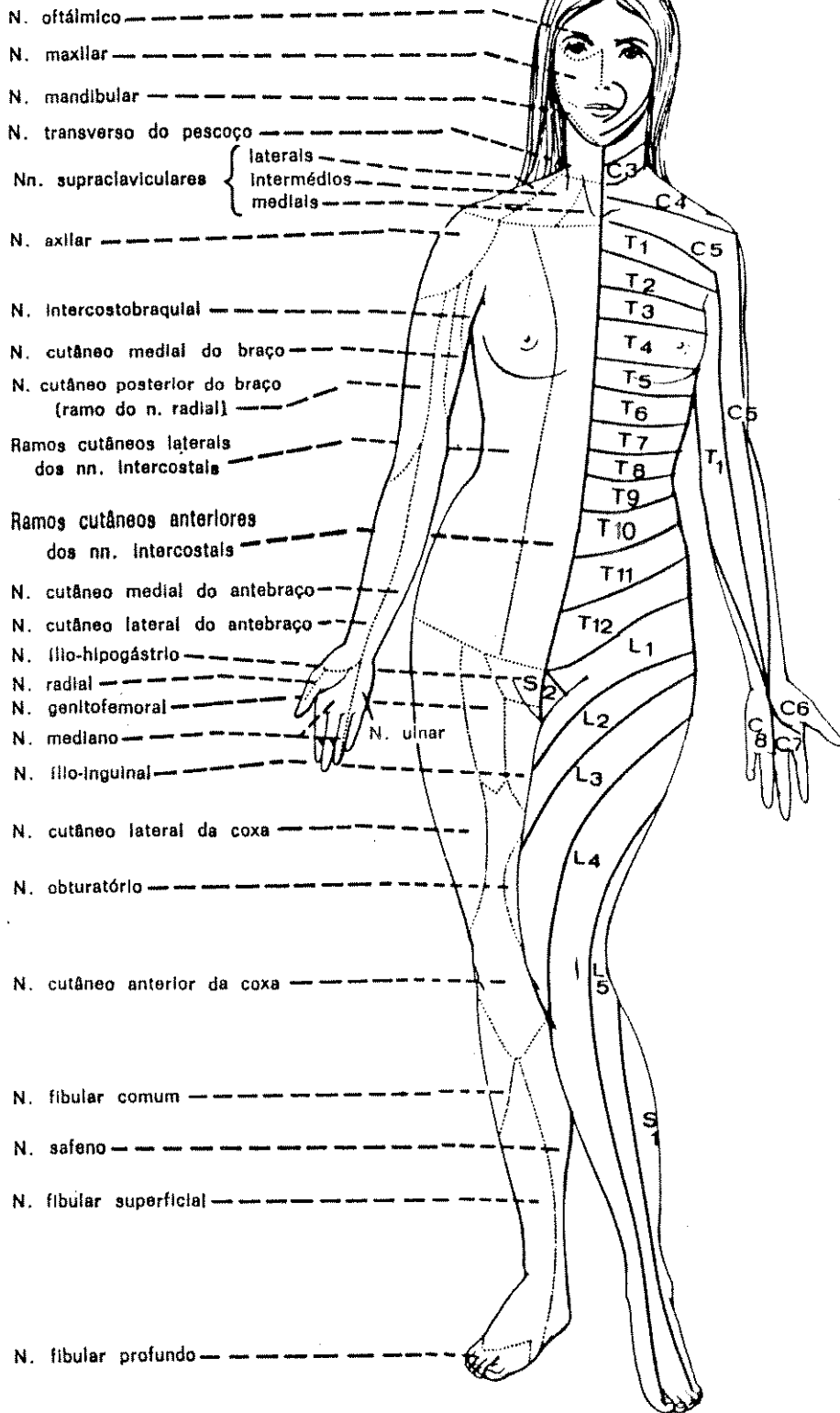


Figura II. 9. a- Comparação entre os Dermátomos e as áreas inervadas superficialmente pelos nervos periféricos (modificada de Angelo Machado [12]).

DERMATOMOS

NERVOS PERIFÉRICOS

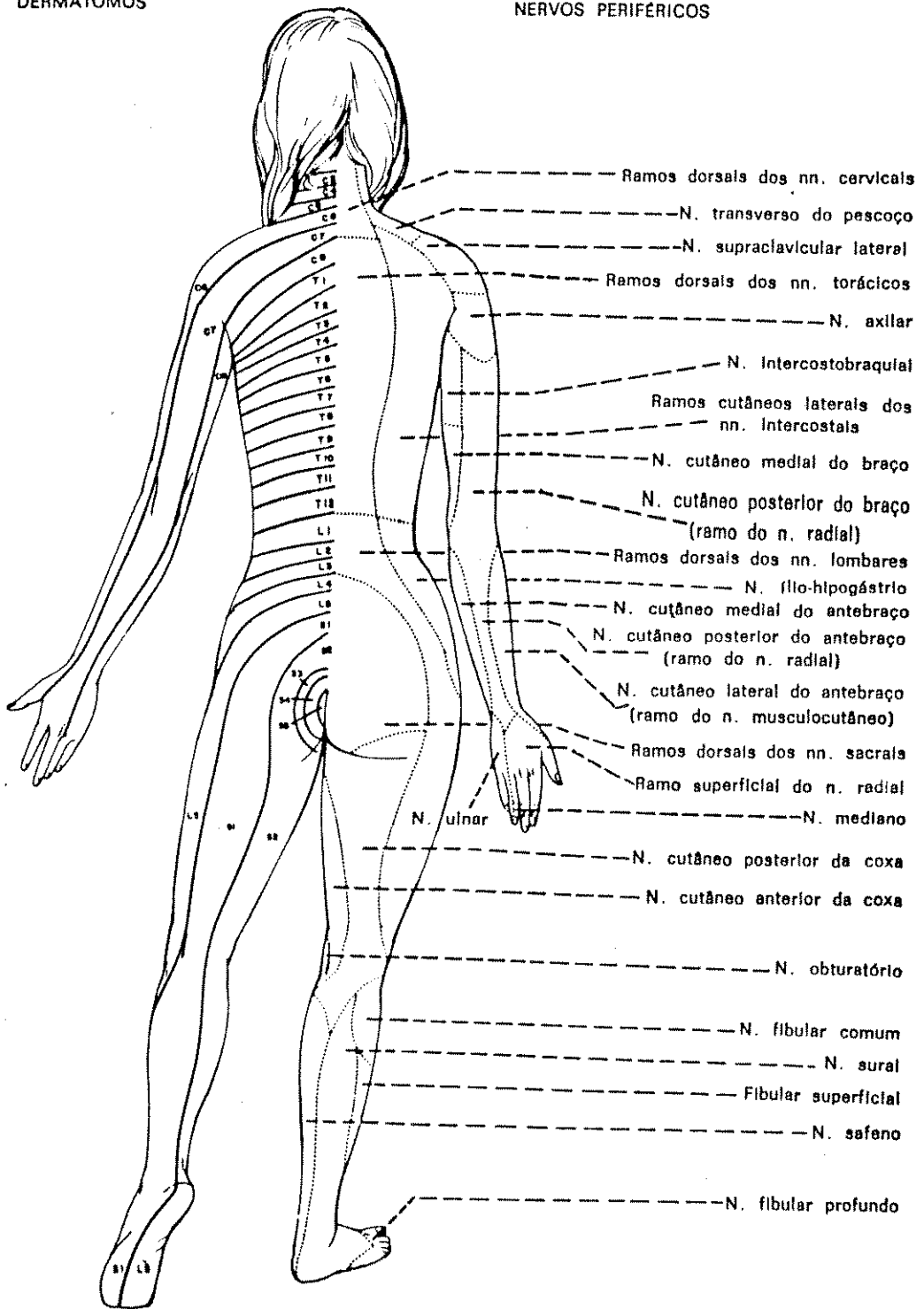


Figura II. 3. b- Comparação entre os Dermátomos e as áreas inervadas superficialmente pelos nervos periféricos (modificada de Angelo Machado [12]).

### II.3 - Arco reflexo

O SNP é organizado nas bases do arco reflexo, e o mesmo é composto de:

- um órgão sensitivo consistindo de receptores especializados para os diversos tipos de estímulos: pressão, temperatura, tato, dor, etc.
- neurônios aferentes situados em gânglios que transmitem a informação através de seus axônios, que entram na constituição de uma raiz ou um nervo sensitivo periférico, para o SNC.
- o SNC no qual ocorre o processamento da informação e a implementação de uma decisão motora.
- um neurônio motor com seu axônio que forma a raiz eferente por onde a decisão é transmitida do SNC para um efector (músculo), sendo que a conexão entre as terminações nervosas da raiz eferente e o músculo efector ocorre na junção neuromuscular, mais especificamente, nas placas motoras.
- e o organismo efector, no caso, as fibras de um músculo esquelético estriado que se contraem devido a ação dos estímulos transmitidos através das placas motoras, respondendo ao comando do SNC<sup>[12]</sup>.

A descrição anterior pode ser aplicada no conhecido Arco-reflexo patelar no qual ocorre a extensão do joelho quando o tendão patelar é percutido, como mostrado na figura II.4.

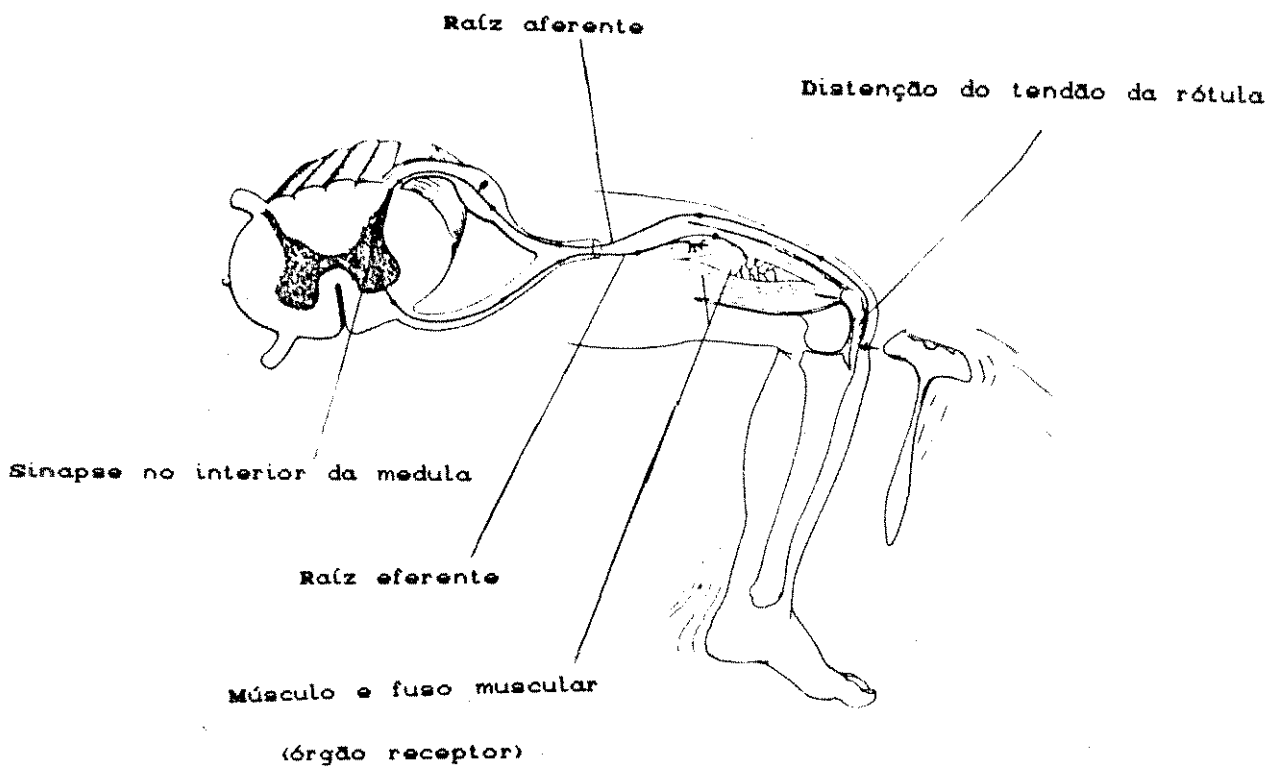


Figura II.4- Arco reflexo patelar (modificado de Stanley Hoppenfeld<sup>[19]</sup>).

Neste trabalho, a alusão ao Arco reflexo Artificial não deve ser confundida com qualquer meio mecânico de estimulação do tendão patelar, como ocorre no teste do Arco reflexo Patelar.

No Arco reflexo Patelar a extensão é produzida mecanicamente através do "circuito neurológico" descrito anteriormente (em pessoas sadias), enquanto que no Artificial é através do efeito de contração do grupo muscular do quadríceps, em pessoas lesionadas, eletricamente estimulas.

O termo Arco reflexo Artificial decorre da analogia entre a EXTENSÃO da perna ocorrer durante a estimulação mecânica do tendão de pessoas normais (PATELAR), e também, durante a estimulação elétrica do grupo muscular do quadríceps (ARTIFICIAL)

A estimulação elétrica do grupo do quadríceps é realizada neste trabalho, ver item 11.4, através de eletrodos superficiais.

Para que ocorra a estimulação do grupo muscular do quadríceps é fundamental, pelo tipo de estimulação utilizada (via nervo), que exista a conexão entre a raiz motora e o músculo esquelético estriado (junção neuromuscular). Quando não existir tal conexão, diz-se que o paciente é denervado, e portanto, não responde a estimulação elétrica. Fica claro então, porque este tipo de paciente é excluído do Programa de Reabilitação

A literatura mostra, que no caso de pacientes denervados, ainda é possível ocorrer a estimulação elétrica dos músculos, sendo a mesma realizada por sinais elétricos diferentes dos empregados aqui, e com eletrodos, percutâneos ou implantáveis, incidindo diretamente sobre o músculo desejado.

Tal procedimento não é utilizado na reabilitação de lesionados pelo risco de infecções e quebra dos eletrodos pela constante movimentação do membro estimulado, sendo normalmente empregado em equipamentos de avaliação ou tratamento muscular.

O paciente submetido ao programa era do sexo masculino, 31 anos, tetraparético<sup>2</sup> com nível de lesão diagnosticado entre C5/C6, e com tempo de lesão de 9 anos. Além disso, a avaliação do mesmo mostrou que possuía razoável capacidade de apreensão (com as mãos) de objetos sem necessidade de auxílio mecânico, boa sustentação com os membros superiores ao utilizar aparelhos mecânicos (andador, muletas, marcha na barra paralela) e relativa estabilidade de tronco, sendo esta última obtida sem estimulação elétrica e sem auxílio mecânico.

Na figura 11.5 é apresentada a ficha clínica do paciente utilizada no departamento de Fisioterapia do Hospital das Clínicas da Unicamp.

---

(2) TETRAPARÉTICO: A tetraparesia é diagnosticada como lesão parcial do nível cervical, de forma a restar alguns movimentos voluntários e sensibilidade abaixo do nível afetado.





**SERVICO DE MEDICINA FISICA E REABILITACAO**

DATA DA AVALIACAO: 30/03/9

1. NOME: \_\_\_\_\_ HC: \_\_\_\_\_

2. ENDEREÇO: \_\_\_\_\_

3. BAIRRO: \_\_\_\_\_ MUNICIPIO: \_\_\_\_\_ TEL: \_\_\_\_\_

4. IDADE: 32a SEXO: FEM ( ) MASC (X) COR: \_\_\_\_\_

5. PROFISSÃO: Industrial

6. DIAGNÓSTICO CLÍNICO: Trauma Raqui Cervical

7. HMA: acidente automobilístico

8. NÍVEL/TEMPO DE LESÃO: C5 - C6 - 30a.

9. PATOLOGIAS ASSOCIADAS: Nenhuma

10. TRATAMENTO ANTERIORES: Fisioterapia, acompanhamento neurologico,  
ortopedico

11. CIRTOMETRIA DE MMII

MEMBRO INF.D \_\_\_\_\_ MEMBRO INF.E \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

12. UTILIZAÇÃO DE ORTESES: (1)  
(1) SIM (2) NÃO

13. AUXÍLIO PARA MARCHA: (1)  
(1) SIM (2) NÃO Andador

14. TIPO DE MARCHA: (3)  
(1) 2 PONTOS  
(2) 3 PONTOS  
(3) 4 PONTOS

15. RESPONDE À ESTIMULAÇÃO: (1)  
(1) SIM (2) NÃO

16. INSPEÇÃO: ( )

a. ESCARAS (2)  
(1) SIM (2) NÃO

b. EDEMAS: (2)  
(1) SIM (2) NÃO

c. DEFORMIDADES (2)  
(1) SIM (2) NÃO

QUAIS? \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

Figura II. 5- Ficha do paciente utilizada no departamento de Fisioterapia do HC da Unicamp.



## SERVIÇO DE MEDICINA FÍSICA E REABILITAÇÃO

17. PALPAÇÃO:
- a. TONUS ( 1 )
- ( 1 ) HIPERTONICO
- ( 2 ) HIPOTONICO
- ( 3 ) NORMAL
- b. RETRAÇÕES ( 2 )
- ( 1 ) SIM
- ( 2 ) NÃO
- QUAL? \_\_\_\_\_
- c. CONTRATURAS ( 2 )
- ( 1 ) SIM
- ( 2 ) NÃO
- QUAL? \_\_\_\_\_
18. AVALIAÇÃO MOTORA DE MMII E TRONCO
- a. AMPLITUDE ARTICULAR ( 1 )
- ( 1 ) SEM BLOQUEIO
- ( 2 ) COM BLOQUEIO
- QUAL? \_\_\_\_\_
- b. MOVIMENTAÇÃO VOLUNTÁRIA ( 1 )
- ( 1 ) SIM
- ( 2 ) NÃO
- c. POSICIONAMENTO \_\_\_\_\_
- d. EQUILIBRIO
- DE GATO ( 1 )
- ( 1 ) SIM
- ( 2 ) NÃO
- SENTADO ( 1 )
- ( 1 ) SIM
- ( 2 ) NÃO
- e. MUDANÇA DE POSIÇÕES ( 1 )
- ( 1 ) SIM
- ( 2 ) NÃO
19. AVALIAÇÃO MOTORA DE MMSS
- a. AMPLITUDE ARTICULAR ( 1 )
- ( 1 ) SEM BLOQUEIO
- ( 2 ) COM BLOQUEIO
- b. FORÇA MUSCULAR ( 2 )
- ( 1 ) RUIM *ombro/mão -> melhor*
- ( 2 ) REGULAR *mão -> ruim*
- ( 3 ) BOA *MSE melhor de MSD*
20. POSIÇÃO ORTOSTÁTICA
- a. EQUILIBRIO *3 com apoio*
- ( 1 ) AUSENTE
- ( 2 ) COM ORTESE
- ( 3 ) SEM ORTESE

## SERVIÇO DE MEDICINA FÍSICA E REABILITAÇÃO

## ATIVIDADES

## b. TRANSFERÊNCIA DA VIDA DIÁRIA

QUAIS - Faz uso de cadeira motorizada

- Tem adaptações em casa: ex. banheiro.

- É incontinente em Urubandea

## 22. CONDIÇÕES CLÍNICAS GERAIS

Totalmente satisfatórias.

## 23. PROGRAMAÇÃO DE TRATAMENTO

Treino de marcha com auxílio de estimulador elétrico

## II.4 - Estimulação Elétrica Neuromuscular (EEN)

A estimulação elétrica dos nervos periféricos indica a ausência ou redução de inervação e pode ser detectada através da resposta muscular em relação ao ponto motor do mesmo.

Estimula-se no ponto motor ou próximo a ele sobre o nervo desejado com eletrodos superficiais como mostrados na figura II.6.a.

A figura II.6.b mostra a localização de alguns pontos motores sobre o corpo humano, onde observam-se o nervo fibular comum e os correspondentes ao quadríceps (nervos grácil, vasto lateral e reto-femoral) utilizados neste trabalho. O nervo fibular atua funcionalmente nos músculos flexores da perna e os nervos do quadríceps na extensão da mesma.

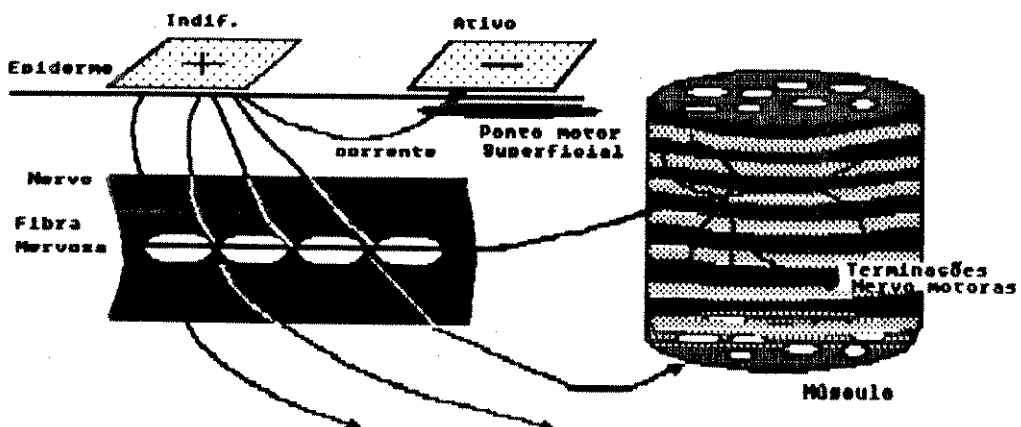


Figura II. 6. a- Disposição dos eletrodos superficiais sobre o nervo do grupo muscular a ser estimulado.

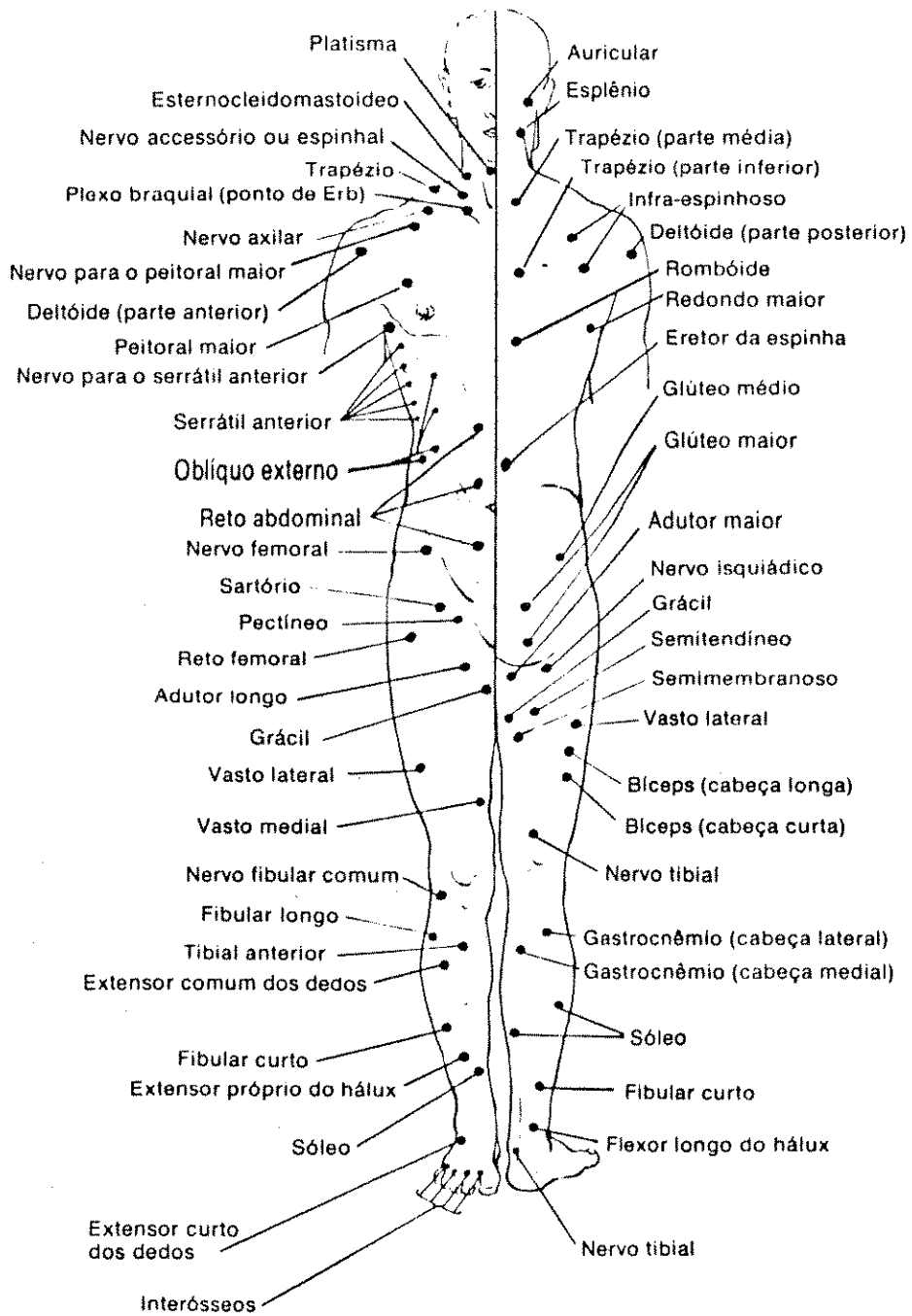


Figura II. 6. b- Esquema mostrando a distribuição dos pontos motores sobre o corpo humano (modificado de Joseph G. Cushid<sup>[11]</sup>).

### Capítulo III

#### MATERIAL E MÉTODOS

Neste capítulo serão abordados os elementos intrínsecos ao transdutor patelar, à órtese mecânica, às micro-chaves, a obtenção da força aplicada sobre o tendão patelar, bem como os procedimentos de calibração, montagem e teste dos sensores e circuitos elétricos de lógica e controle da marcha.

Os sinais do transdutor patelar e das micro-chaves serão utilizados no controle da marcha durante as fases de CONTATO e BALANÇO por uma Central Lógica de Controle que habilitará ou não o disparo da EEN segundo a postura que se desejar manter dentro das fases.

Assim, serão utilizadas órteses mecânicas monitoradas pelo transdutor patelar e pelas micro-chaves durante as fases da marcha para manutenção da perna de suporte e liberação da outra para efetuar o passo - figura III.1; e na postura "parado-em-pé" através do controle da estabilidade da mesma pelo método do Vetor de Reação do Solo ao peso da perna (VRS).

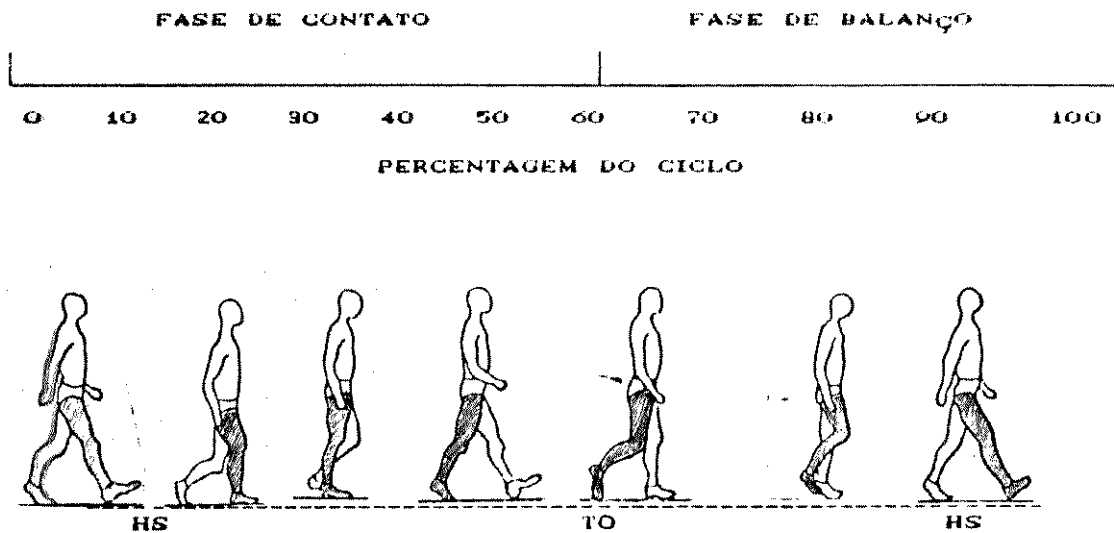


Figura III.1 - Ciclo da marcha, normalmente dividido em FASE DE CONTATO (fase de sustentação) e FASE DE BALANÇO (fase do passo). Observe que desde o ponto HS ("Heel Strike") correspondente ao "Toque-do-calcanhar-no-chão" e o TO ("Toe Off") ou "Retirada-dos-dedos-do-pé-do-chão", deverá ser monitorada a perna de suporte evitando-se a flexão da articulação do joelho, e liberada para o passo durante o TO até o HS (modificado de Cliquet [5]).

### III.1 - Órtese Mecânica

As órteses mecânicas de membros inferiores [1], [2], [3], [5], [7], [8], [9], [10] variam desde as mais simples, que limitam o movimento de apenas uma articulação (AFO), até as que limitam todas as possíveis articulações (HKAFO - Hip-Knee-Ankle-Foot Orthosis<sup>1</sup>).

Limitar o grau de liberdade articular está intimamente relacionado à estratégia de controle empregada para restaurar a função orgânica do paciente lesionado medular. Quanto maior o grau de liberdade articular, maior a quantidade de grupos musculares a serem estimulados para manter a estabilidade funcional da articulação. Quanto menor o grau de liberdade, menor a quantidade de grupos estimulados, melhor estabilidade postural e estratégias de controle mais simples, porém, a marcha será visualmente de pouca naturalidade, com movimentos menos suaves.

Normalmente uma órtese é dimensionada levando em consideração:

- o nível da lesão e se a mesma é completa ou incompleta,
- a idade, peso e altura do paciente,
- o material empregado,
- o grau de liberdade articular, seja para membros superiores ou inferiores.

---

(1) HIP - quadril, KNEE - joelho, ANKLE - tornozelo, FOOT - pé

ORTHOSIS - órtese.



A órtese mecânica utilizada neste trabalho, do tipo "Knee Ankle Foot Orthosis (KAFO)", é um equipamento de sustentação auxiliar das articulações do tornozelo-pé e do joelho, de tal forma que permite a flexão do joelho, uma pequena flexão plantar e bloqueia a dorsiflexão do pé (figura III.2).

Confeccionada sob medida em polietileno, ela ainda possui uma cinta anti-hiperextensão ajustável localizada na parte posterior à articulação do joelho (fossa poplítea) protegendo-a contra danos mecânicos (Junta de Charcot<sup>2</sup>). Na parede lateral da órtese na altura do tendão patelar existe um furo para que se fixe, com a ajuda de um parafuso, o suporte metálico do transdutor patelar.

O tirante patelar efetua um momento contrário à tendência de flexão da perna quando a mesma se encontra apoiada no chão, e para que o tirante não se rompa existe o sistema do Arco reflexo Artificial.

---

(2) Junta de Charcot: ou "NEUROGENIC ARTHROPATHY" é a massiva destruição da porção do joelho sujeita à tensão e dramáticas mudanças hipertróficas na periferia do mesmo. A etiologia desta doença foi reconhecida e descrita por Charcot em 1868 (Aegerter & Kirkpatrick<sup>[14]</sup>).

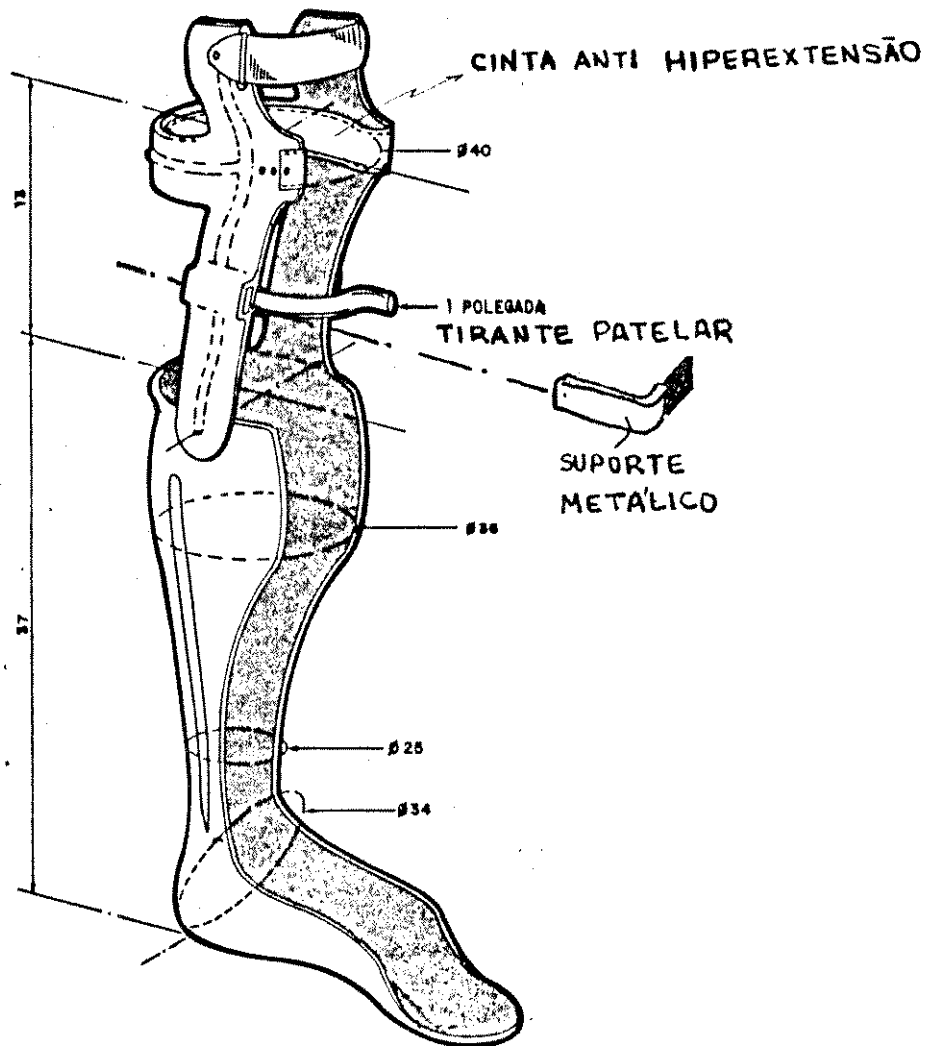
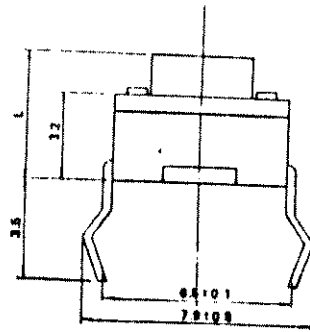
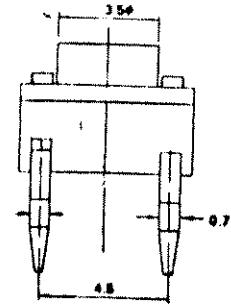
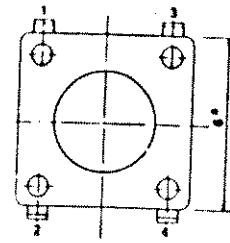
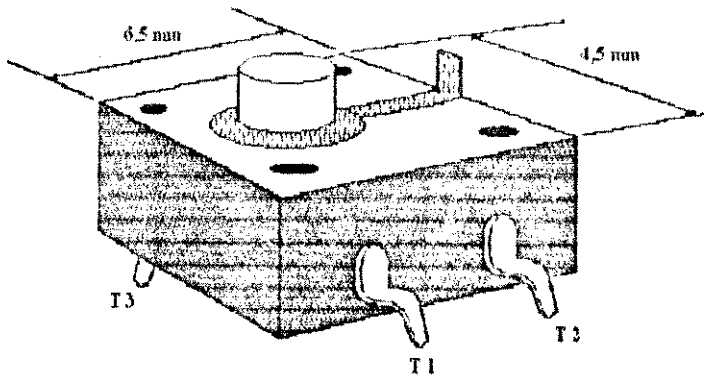


Figura III. 2 - Órtese mecânica.

### III.2 - Micro chaves

O posicionamento dos pés é fundamental para a lógica de controle automático da marcha desenvolvida neste trabalho. Assim, a estratégia adotada foi a de implantar pequenos elementos sensores nas solas dos calçados utilizados pelo paciente em pontos pré-definidos (frente do pé e calcanhar). Os sensores escolhidos foram micro chaves do tipo HTS-101 fabricadas pela ALFATRONIC com rápido acionamento por pressão e contatos normalmente abertos, sendo que nos testes realizados as mesmas demonstraram suportar a distribuição do peso do paciente sobre o solado de borracha dos tênis, ver figura III.3.

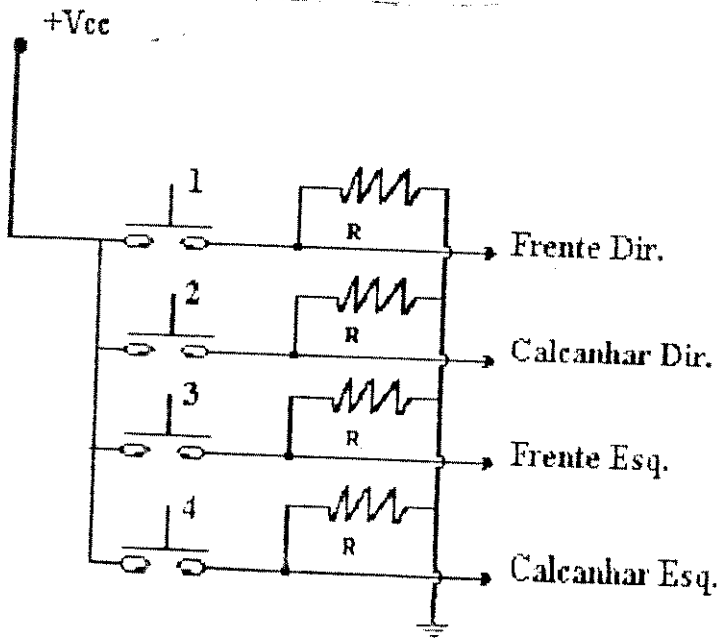
Entre os diversos trabalhos pesquisados destaca-se o de Andrews et alli<sup>[3],[6]</sup>, no qual foram utilizados 04 sensores de força resistivos (do tipo filme) distribuídos em uma palmilha sensora flexível cobrindo os pontos do calcanhar, medial e lateral metatarso e frente (artelhos) dos pés com o objetivo de detectar progressivamente as variações do V.R.S e relacioná-lo com o deslocamento no Plano Anterior/Posterior de Inclinações (PAPI) para controle da extensão/flexão do joelho pela ativação elétrica do quadríceps. Para pacientes INCOMPLETOS com controle sobre a articulação do quadril, ou mesmo para aqueles que sofrerem a manutenção da postura por meios mecânicos ou elétricos, o sistema do transdutor patelar e micro chaves ON/OFF é suficiente para uma boa marcha. Somente para os pacientes COMPLETOS será necessário um controle do PAPI como o realizado por Andrews.



## Especificações

- Capacidade dos contatos - 50mA a 12VCC
- Resistência de isolamento - 100 MOHM mín. (a 250VCC)
- Faixa de temperatura - -15° a 70°C
- Umidade relativa - 85% máx.
- Tipo de contato - Disco metálico
- Força de atuação - 150 +/- 50 g.
- Excursão - 0,25 +/- 0,1mm
- Resistência de contato - 100miliohm máx.
- Vida útil - 100.000 ciclos mín.
- Feedback - Táctil
- Montagem horizontal ou vertical

Dimensões em mm  
Tolerância de 0,4 mm, salvo menção em contrário.



Frente Direito

Frente Esquerdo



Calcanhar Direito



Calcanhar Esquerdo

Figura III. 2 - Dimensões, localização e forma de ligação das micro chaves.

### III.3 - Transdutor Patelar

O transdutor consiste em um sensor patelar (substrato de aço inox tipo mola, com "strain gages"), um circuito de medição (ponte de Wheatstone), um estágio de amplificação (amplificador diferencial de ganho 1000), um de filtragem do sinal (filtro Butterworth tipo Passa Baixas de terceira ordem com frequência de corte em 25 Hz) e um de condicionamento do sinal (amplificador de ganho 10 e detector de nível), ver diagrama elétrico no ANEXO 1.

A finalidade do transdutor patelar é a de se obter um sensor capaz de monitorar o estado da articulação do joelho, informando quanto à linha de ação do VRS: linha de ação posterior à articulação ou anterior à articulação; de forma a permitir o disparo da EEN para controle da estabilidade da mesma (Arco reflexo Artificial).

Como o sistema biomecânico (órtese + perna do paciente) permite uma força contrária à flexão da articulação do joelho pela ação do tirante patelar, optou-se por um sensoriamento sobre o tirante e o tendão através de um braço mecânico ajustável (suporte metálico) que posicionasse o sensor diretamente sobre o ponto monitorado. Foi escolhido um substrato longo e flexível onde se inseriu um elemento sensor capaz de detectar as variações sofridas pelo substrato, oriundas da pressão de contato do tirante/tendão patelar durante o fletir/estender da articulação do joelho.

### III.3.1 - Análise Mecânica do Substrato

A partir de uma mola espiral de secção retangular, tomou-se 03 amostras de igual tamanho, cortadas como mostra a figura III.4. A primeira amostra foi abandonada por ser da extremidade da mola, a segunda foi testada como substrato mecânico e na terceira foram colados os elementos sensores.

Em princípio, deu-se preferência para a placa substrato retangular obtida de uma mola em espiral pela própria curvatura suave do material, de forma que o sentido da aplicação da força sobre tal substrato fosse contrária à mesma.

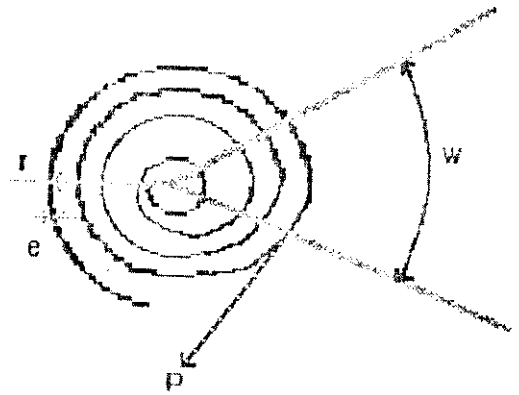
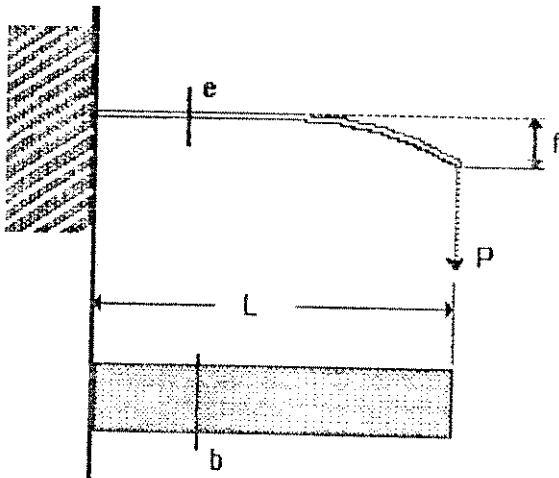
Toda a carga aplicada sobre o substrato encontra-se na região de contato do mesmo com o tendão patelar da perna do paciente, e os esforços de flexão são maiores na sua extremidade engastada (tanto para a placa substrato plana quanto para a curva).

O uso de uma placa plana retangular é possível, a despeito de que caso a mesma sofresse alguma deformação seria necessária sua substituição, entretanto, preferiu-se a com curvatura inicial por funcionar como transdutor de força enquanto o substrato for linear, e como uma chave ON/OFF ajustável, ainda útil na detecção da flexão da articulação do joelho, quando fora da região linear.

MOLAS A FLEXÃO				
Carga P (kgf)	Flecha f (cm)	Trabalho T (kgf cm)	Flexibilidade	Tipo
$P = \frac{b e^2}{6 l} G_f$	$f = \frac{P l^3}{3 E J}$	$T = \frac{v G_f^2}{18 E}$	$\frac{f}{l} = \frac{4 l^2 P}{b e^3 E} = \frac{2 l G_f}{3 e E}$	Plana
$P = \frac{b e^2}{8 r} G_f$	$f = \frac{P l r^2}{E J}$	$T = \frac{v G_f^2}{6 E}$	$\frac{f}{r} = \frac{12 r l P}{b e^3 E} = \frac{2 l G_f}{e E}$	Esp.

Mola plana de secção retangular

Mola em espiral de secção retangular



$E$  = Módulo de elasticidade normal do material  
(2.150.000 kgf/cm para aço temperado)

$J$  = Momento de inércia

$W$  = Módulo de resistência

$G_f$  = Tensão à flexão (6.000 kgf/cm<sup>2</sup> para aço temperado)

$v$  = Volume da mola [cm<sup>3</sup>]

Figura III.4 - Detalhe de molas a flexão tipo retangular plana e em espiral com secção retangular. A tabela acima foi obtida do livro PRO-TEC<sup>(15)</sup>.

A pequena espessura assegura que os esforços a que a placa está submetida serão "absorvidos" pela mesma com pouco reflexo sobre o engastamento (suporte metálico ajustável preso à parede lateral da órtese) de forma a garantir uma resposta fiel ao esforço sobre a placa sem a ocorrência de interferências pela movimentação das paredes do braço lateral da órtese, como seria de se esperar caso a placa fosse mais rígida (mais espessa).

As características mecânicas do substrato (lâmina de aço tipo mola) foram levantadas através de um procedimento de teste com cargas de prova: 50, 100, 200, 500, 1000, 2000 e 3000 gf, aplicadas na sua extremidade livre (ponto E<sub>0</sub>).

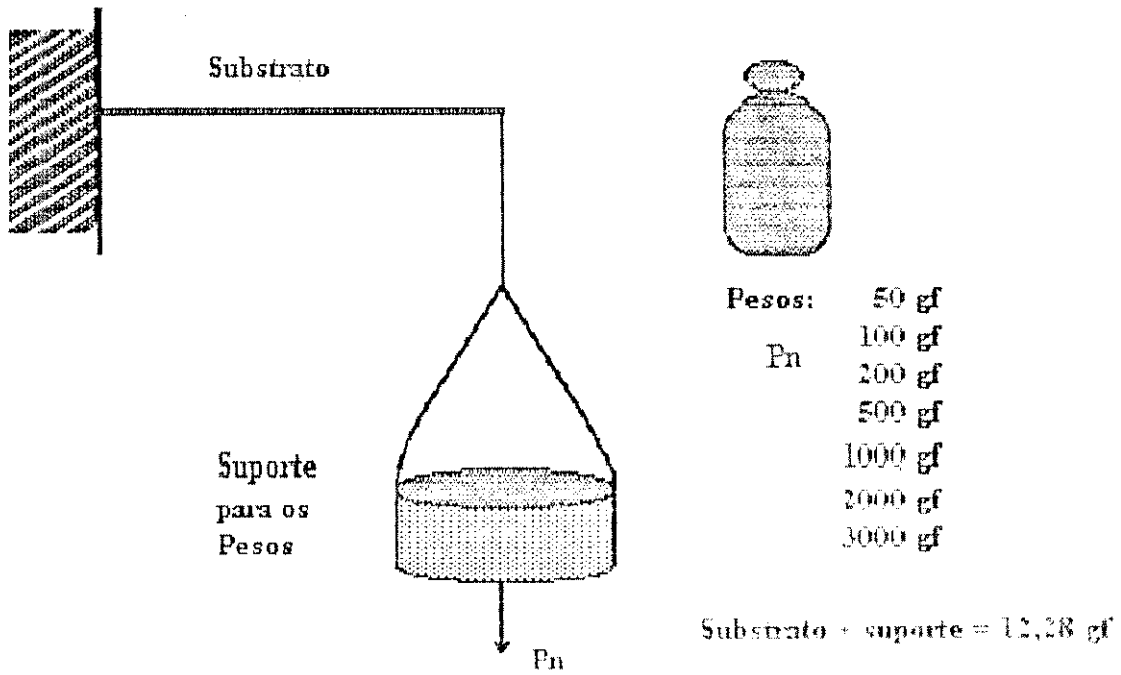
A posição final da lâmina quando submetida a uma carga inicial foi utilizada como referência inicial (origem) para os procedimentos de teste e calibração. Considera-se carga inicial aquela composta pelo peso próprio do substrato adicionado ao peso de um suporte para as cargas de provas: 12,28 gf<sup>9</sup> para a placa de teste, figura III.5 e tabela I.

As cargas de prova foram cuidadosamente colocadas no suporte e amparadas, para que a lâmina deflexionasse suavemente, até que todo o carregamento estivesse aplicado. Este procedimento evitou danos ao substrato pela queda livre do corpo de prova.

---

(9) Medido com balança de precisão (4 casas decimais).





Deslocamento do Substrato com o peso aplicado na sua extremidade ( $E_0$ )

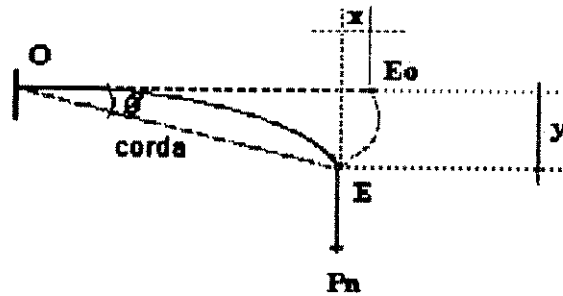
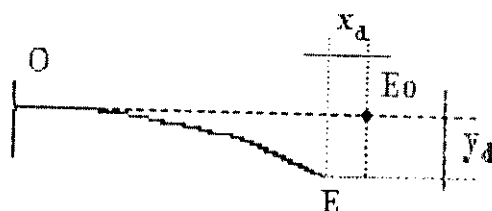


Figura III.5 - Detalhe do procedimento de teste do substrato para obtenção da curva característica de carga.

Na obtenção da deformação permanente do substrato o procedimento consistiu em se retirar a carga e observar a deflexão vertical e a horizontal no seu ponto extremo ( $E_0$ ) quando completamente descarregada. No caso de o mesmo não retornar a referência inicial (origem), as deflexões residuais foram anotadas (ver figura III.6) e os resultados apresentados na tabela I .



Deformação do substrato após ser submetido a uma carga em sua extremidade.

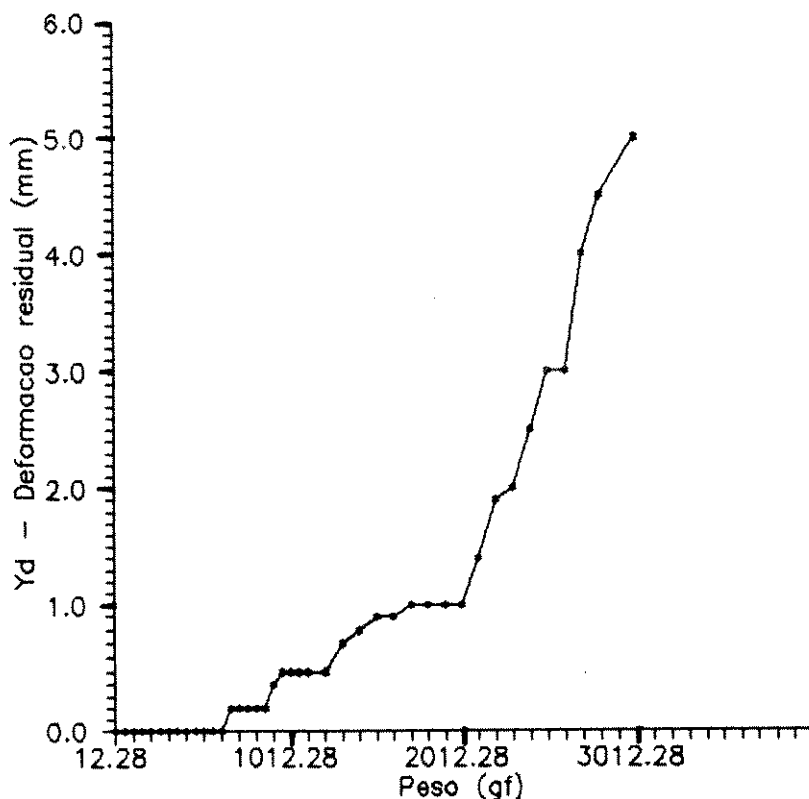


Figura III.6 - Detalhe do procedimento de teste do substrato para obtenção da curva característica de deformações permanentes.

Peso de prova P (gf)	Desl. Vertical Y (mm)	Desl. Horizontal X (mm)	Deformação Vertical Permanente Yd (mm)	Ângulo φ (graus)	Corda c (mm)
12.28	0.0	0.0	0.0	0.0	54.9
62.28	2.0	0.0	0.0	2.08	54.9
112.28	3.5	0.0	0.0	3.65	55.0
162.28	5.0	0.0	0.0	5.20	55.1
212.28	6.5	0.0	0.0	6.75	55.3
262.28	8.0	0.0	0.0	8.29	55.5
312.28	9.5	0.0	0.0	9.82	55.7
362.28	11.0	0.5	0.0	11.43	55.5
412.28	12.5	0.5	0.0	12.94	55.8
462.28	14.0	0.5	0.0	14.43	56.2
512.28	15.0	0.5	0.0	15.41	56.4
562.28	16.5	1.0	0.0	17.02	56.3
612.28	18.0	1.5	0.0	18.63	56.3
662.28	19.0	2.0	0.2	19.75	56.2
712.28	20.0	2.0	0.2	20.71	56.5
762.28	21.0	2.5	0.2	21.84	56.4
812.28	22.0	2.5	0.2	22.77	56.8
862.28	23.0	2.5	0.2	23.69	57.2
912.28	24.0	3.0	0.4	24.82	57.2
962.28	25.0	3.5	0.5	25.94	57.1

TABELA I - Dados obtidos do levantamento das características da placa substrato de aço-inox.

Peso de prova P (gf)	Desl. Vertical Y (mm)	Desl. Horizontal X (mm)	Deformação Vertical Permanente Yd (mm)	Ângulo ϕ (graus)	Corde c (mm)
1012.28	26.0	4.0	0.5	27.06	57.1
1062.28	27.0	4.5	0.5	28.18	57.2
1112.28	28.0	5.0	0.5	29.29	57.2
1212.28	29.0	5.5	0.5	30.41	57.3
1312.28	31.0	6.5	0.7	32.64	57.5
1412.28	32.5	7.5	0.8	34.44	57.5
1512.28	33.5	8.0	0.9	35.54	57.6
1612.28	35.0	8.5	0.9	37.03	58.1
1712.28	36.0	9.5	1.0	38.41	57.9
1812.28	37.0	10.5	1.0	39.80	57.8
1912.28	38.0	11.5	1.0	41.20	57.7
2012.28	39.0	12.0	1.0	42.27	58.0
2112.28	40.0	12.5	1.4	43.33	58.3
2212.28	41.0	13.5	1.9	44.72	58.2
2312.28	41.5	14.5	2.0	45.77	57.9
2412.28	42.0	15.0	2.5	46.47	57.9
2512.28	43.0	15.5	3.0	47.50	58.3
2612.28	43.5	16.5	3.0	48.56	58.0
2712.28	44.0	17.5	4.0	49.63	58.0
2812.28	45.0	18.5	4.5	51.03	58.0
3012.28	46.0	19.5	5.0	52.42	58.0

TABELA I - (CONTINUAÇÃO) Dados obtidos do levantamento das características da placa substrato de aço-inox.

Uma vez obtido os dados da calibração da placa substrato de aço-inox, tabela I, pode-se avaliar os limites de linearidade do substrato, em relação à carga aplicada, por meio da sua relação com o deslocamento vertical:

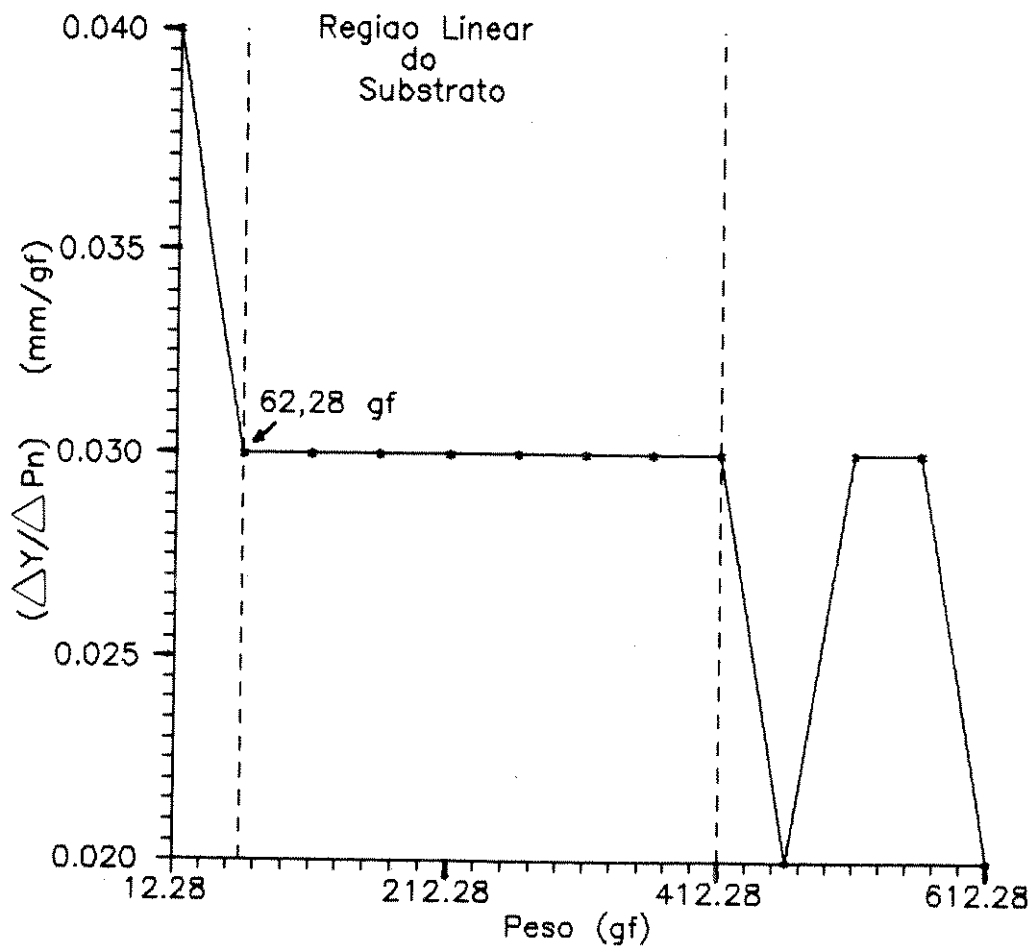


Figura III.7 - Limites de linearidade do substrato em relação à carga aplicada no mesmo. A região linear está definida entre 62,28 gf a 412,28 gf.

### III.3.2 - Sensor

O extensômetro<sup>4</sup> escolhido foi do tipo "Strain Gage" por permitir a obtenção da deformação em torno de um ponto pela medida da variação da resistência elétrica de um fio<sup>5</sup> colado na mesma direção da deformação que se deseja medir.

Dentro do princípio de extensometria elétrica<sup>6</sup> optou-se por um substrato adequado à montagem dos elementos sensores ("s. gages") e pela configuração e colagem dos mesmos em relação aos esforços a serem medidos.

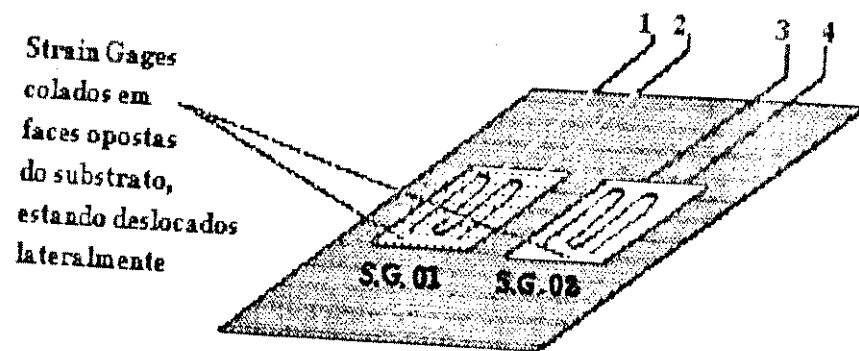
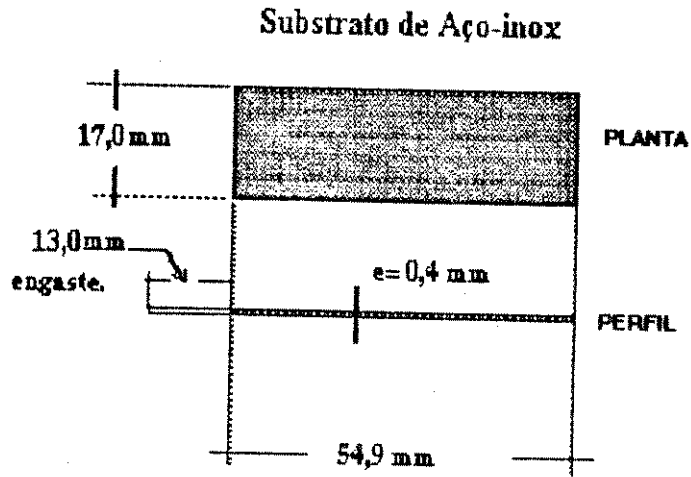
O sensor desenvolvido consiste em dois "strain gages" do tipo KFC-6-C1-11 fabricado pela "Kyowa Electronic Instruments Co. Ltd."<sup>[16]</sup>, colados em faces opostas de uma lâmina de aço-inox tipo mola com dimensões de 54,9 mm de comprimento por 17,0 mm de largura e 0,4 mm de espessura, figura III.8.

---

(4) Extensômetros: sensores utilizados em extensometria elétrica, dividem-se em mecânicos, elétricos e ópticos.

(5) Na realidade utilizamos "strain gages" do tipo lâmina: película de níquel-cobre fotografada sobre uma base de poliéster.

(6) Extensometria elétrica: técnica que mede as deformações envolvidas em torno de um ponto da estrutura em estudo com elementos sensores de resposta de natureza elétrica.



**Fig III. 8 - Detalhes do sensor**

A forma de colagem dos "strain gages" em faces opostas e de ligação na ponte é fundamental para subtrair os esforços axiais e se adicionar os esforços de flexão entre os extensômetros. Então, o sinal elétrico de saída da ponte fica o dobro do sinal elétrico de flexão captado por um extensômetro, provocando o aumento da sensibilidade da mesma e a redução pela metade do ganho necessário ao amplificador diferencial por trabalhar-se com sinais na ordem de milivolts, como mostrado na fig III.9.

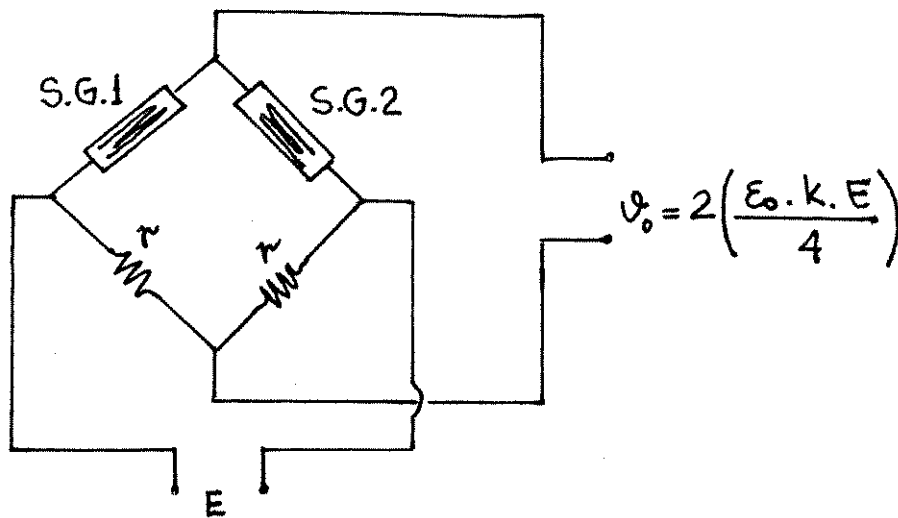


Fig III.9 - Montagem do extensômetro na ponte e saída obtida. Qualquer esforço axial é subtraído pelo circuito de medição da ponte, os esforços de flexão são adicionados, produzindo a saída que será duas vezes o valor do estresse  $\frac{\epsilon_0 \cdot k \cdot E}{4}$  sofrido por um "gage"; onde  $\epsilon_0$  é o esforço no sensor devido à tração ou compressão do substrato,  $k$  é o fator de sensibilidade do sensor (depende do material empregado na confecção do mesmo),  $E$  é a tensão de alimentação da ponte.



### III.3.3 - Calibração do Sensor

A calibração do sensor (terceira amostra da mola em espiral) utilizou as mesmas cargas de prova de teste do substrato (segunda amostra). Foram aplicadas cargas de 50 em 50 gf a partir da carga inicial até completar 700 gf para verificar se realmente a região linear estava compreendida entre 62,28 gf até 612,28 gf. Até 700 gf porque a primeira avaliação indicava 612,28 gf como limite da região linear (da segunda amostra), quando foi feito o teste da terceira amostra. Posteriormente se verificou que o valor limite era, na realidade, de 412,28 gf para a segunda amostra.

As cargas de prova foram aplicadas ao sensor, e o sinal de saída, amplificado e filtrado, obtido na forma de tensão elétrica é apresentado na tabela II (ver diagrama esquemático da figura III.10).

Uma vez obtido os dados da calibração da placa sensora (transdutor), tabela II, pode-se avaliar os limites de linearidade da mesma, em relação à carga aplicada, por meio da sua relação com a tensão de deslocamento, figura III.11.

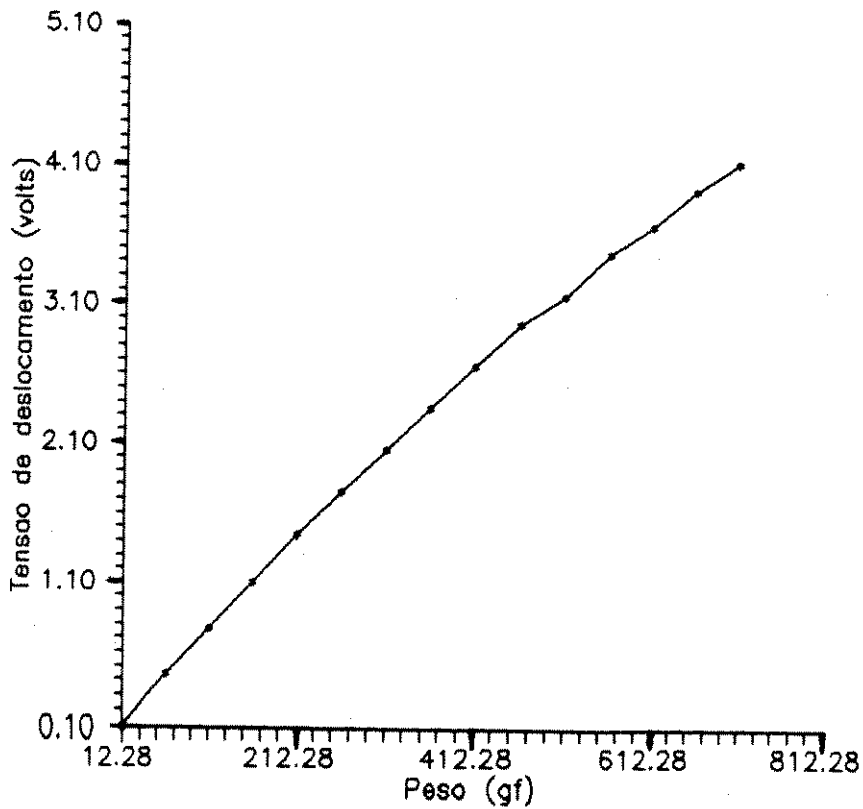
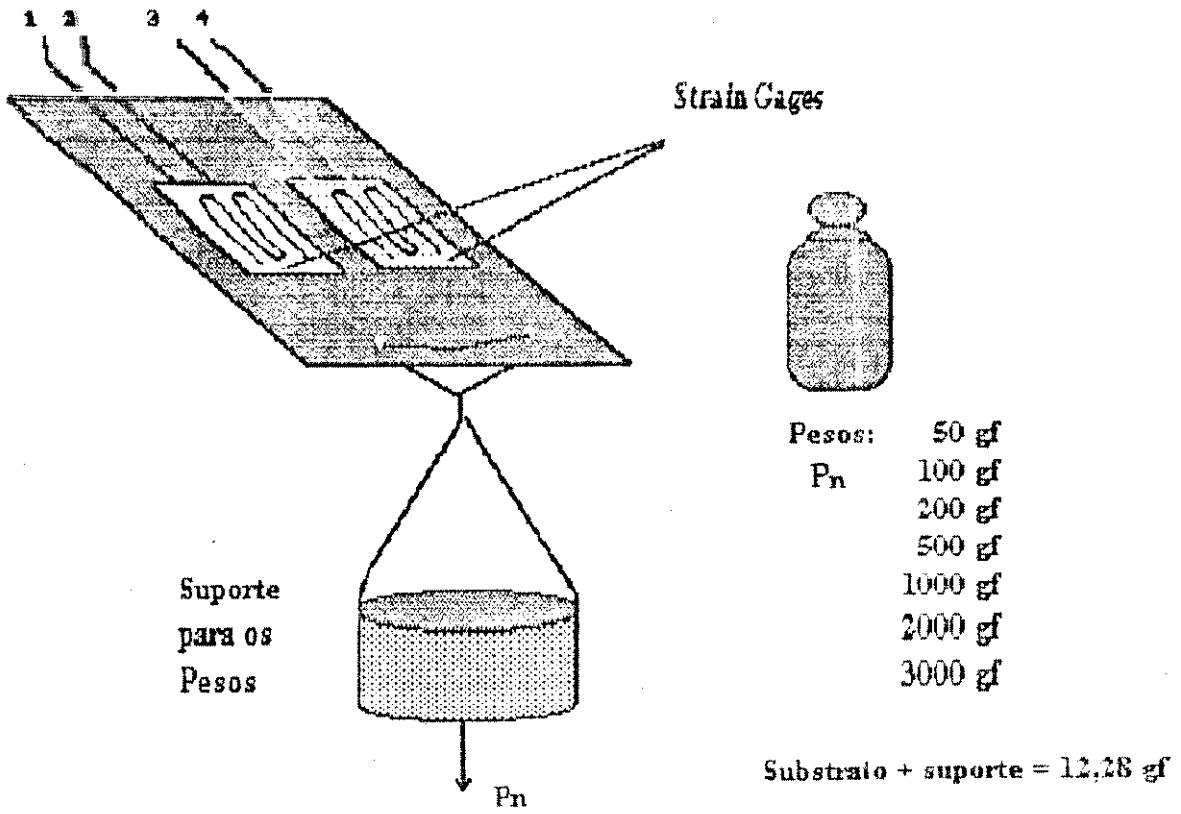


Figura III. 10 - Detalhe do procedimento de calibração da placa sensora (substrato + s. gages) na obtenção da curva característica de carga.

Peso de prova P (gf)	Desl. Vertical Y (mm)	Desl. Horizontal X (mm)	Deformação Vertical Permanente Yd (mm)	Ângulo φ (graus)	Tensão Deslocamento δσ (volts)
12.28	0.0	0.0	0.0	0.0	0.10
62.28	2.0	0.0	0.0	2.08	0.44
112.28	3.5	0.0	0.0	3.65	0.76
162.28	5.0	0.0	0.0	5.20	1.10
212.28	6.5	0.0	0.0	6.75	1.44
262.28	8.0	0.0	0.0	8.29	1.75
312.28	9.5	0.0	0.0	9.82	2.05
362.28	11.0	0.5	0.0	11.43	2.35
412.28	12.5	0.5	0.0	12.94	2.65
462.28	14.0	0.5	0.0	14.43	2.95
512.28	15.0	0.5	0.0	15.41	3.15
562.28	16.5	1.0	0.0	17.02	3.45
612.28	18.0	1.5	0.0	18.63	3.65
662.28	19.0	2.0	0.2	19.75	3.90
712.28	20.0	2.0	0.2	20.71	4.10

TABELA II - Dados obtidos pela calibração da placa sensora dentro dos limites de linearidade da placa substrato.

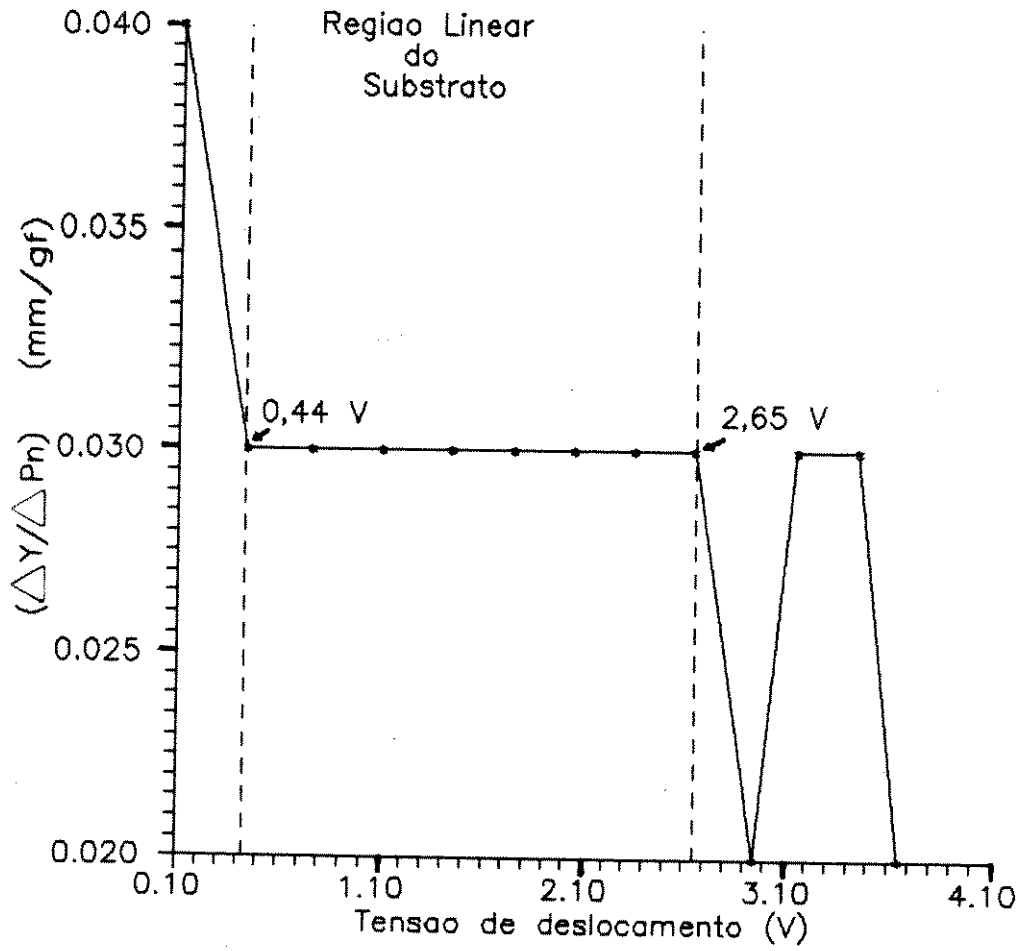


Figura III.11 - Limites de linearidade da placa sensora em relação à carga aplicada no mesmo. A região linear está compreendida entre 62,28 gf e 412,28 gf.

### III.3.4 - Calibração dos Circuitos Elétricos do Transdutor

O circuito de medição utilizado para detecção da variação de resistência do sensor patelar ("strain gages") é uma ponte de Wheatstone. Na maioria das aplicações, após colarmos o elemento sensor no substrato e conectá-lo ao circuito de medição ocorre uma saída residual, ou seja, a tensão na saída da ponte não é nula.

A saída residual é comumente chamada BALANÇO DE ZERO, e resulta da tolerância de fabricação dos extensômetros ou da tensão de carga natural interna de um substrato, neste caso com alguma curvatura inicial.

Para resolver tal problema utiliza-se um resistor de ajuste variável, em paralelo com a ponte, e de maior grandeza possível para não reduzir a sensibilidade da mesma. Uma vez "zerada" a ponte, através do resistor em paralelo, teremos uma saída proporcional a cada deslocamento vertical da placa, devido a aplicação de uma carga de prova ( $P_n$ ).

Outro fator importante refere-se às variações de temperatura que produzem mudanças na sensibilidade da ponte e no equilíbrio da mesma, porém a utilização de "strain gages" do tipo SELCOM ("Self Temperature Compensating gages"), compensa o efeito térmico fornecendo um coeficiente de temperatura próximo a zero

na faixa que se estende da temperatura ambiente até 60°C, e  $\pm 1,8 \times 10^{-6} (\text{°C})^{-1}$  entre 10°C e 100°C, figura III.12.

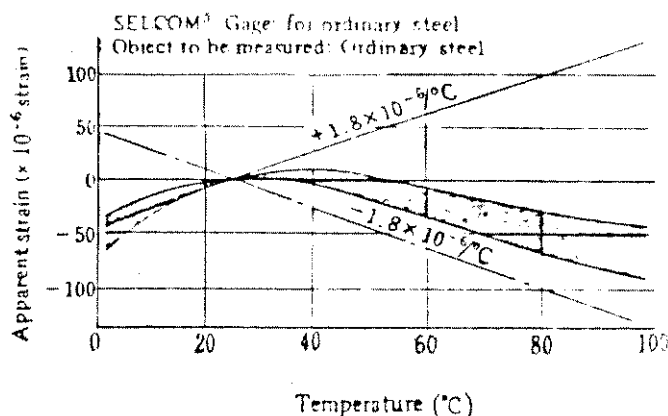


Figura III.12 - Características de temperatura dos "strain gages" com compensação térmica (reproduzido do "Strain Gage Instruction Manual" [16]).

### III.3.5 - CIRCUITOS ELÉTRICOS

O controle da locomoção de pacientes tetra/paraplégicos realiza-se através de 3 etapas: DETECÇÃO, PROCESSAMENTO e EXECUÇÃO. Até o presente momento vimos os elementos necessários à detecção dos pontos escolhidos a serem monitorados: micro-chaves nas solas dos calçados e transdutor patelar sobre o tendão. Entretanto, todos estes sinais elétricos agora deverão ser processados para que uma decisão venha a ser tomada na fase da execução, compreendida pela Central Lógica de Controle (C.L.C.) e a Interface de Acionamento dos Estimuladores Portáteis.

### III.3.5.1 - DETECÇÃO

Os circuitos da Detecção já foram apresentados nos itens anteriores, e se encontram no Anexo I:

- PONTE DE WHEATSTONE
- REGULADOR DE TENSÃO, 5V.
- MICRO CHAVES

Observa-se também, um circuito Regulador de Tensão (5v) para a ponte, estabelecida de acordo com o tipo de "s. gage" utilizado (120 Ohms) e conforme manual da Kyowa<sup>[16]</sup>, e o circuito de ligação das micro-chaves.

### III.3.5.2 - PROCESSAMENTO

Nas montagens em Ponte de Wheatstone em Extensometria elétrica, quando a medição é estática, normalmente utiliza-se um galvanômetro com impedância muito alta, comparada à resistência equivalente da ponte, o que permite medições das pequenas variações resistivas dos elementos que formam os braços da mesma. Ainda, cada um dos braços da ponte é afetado por um sinal (positivo ou negativo) que permite efetuar medidas aditivas (em 2 braços opostos) ou dedutivas (em 2 braços adjacentes)<sup>[17]</sup>.

Nesta investigação, trabalha-se com medição dinâmica (os extensômetros possuem sua resistência elétrica variando com os esforços da estrutura a qual estão colados) e dedutiva (utiliza-se dois extensômetros elétricos em braços adjacentes para eliminar os esforços axiais, sendo colocados no outro braço resistores de precisão de mesma grandeza que o valor da resistência padrão do extensômetro = 120 ohms).

Para amplificar a saída de uma ponte transdutora, frequentemente utiliza-se amplificadores diferenciais, onde se busca medir a variação fracional da resistência do braço ativo. A ponte é dita transdutora devido a utilizar sinais transdutores, que convertem um parâmetro físico e sua variação em um sinal elétrico, produzidos por elementos do tipo: "strain-gages", termocopladores, etc.

Assim sendo, os circuitos do Processamento são divididos em:

- AMPLIFICAÇÃO DOS SINAIS DO TRANSDUTOR
- FILTRAGEM DE RUIDOS (60 Hz)
- CONDICIONADOR DE SINAIS PARA A C.L.C.

#### CIRCUITO DE AMPLIFICAÇÃO DOS SINAIS DO TRANSDUTOR

O circuito é composto de um amplificador diferencial com ganho 1000, adequado para um primeiro estágio de amplificação do sinal elétrico, figura III.13. Um amplificador



diferencial é utilizado em inúmeras aplicações onde pequenos sinais dos transdutores devem ser convertidos em um maior nível de tensão, mantendo-se um pequeno ganho de modo-comum, de forma que apenas os sinais diferenciais através do transdutor sejam amplificados<sup>[10]</sup>. Tais sinais, para nós, são as pequenas variações resistivas produzidas na ponte pelos extensômetros em relação aos outros dois resistores fixos, devido aos esforços a que estão sendo submetidos.

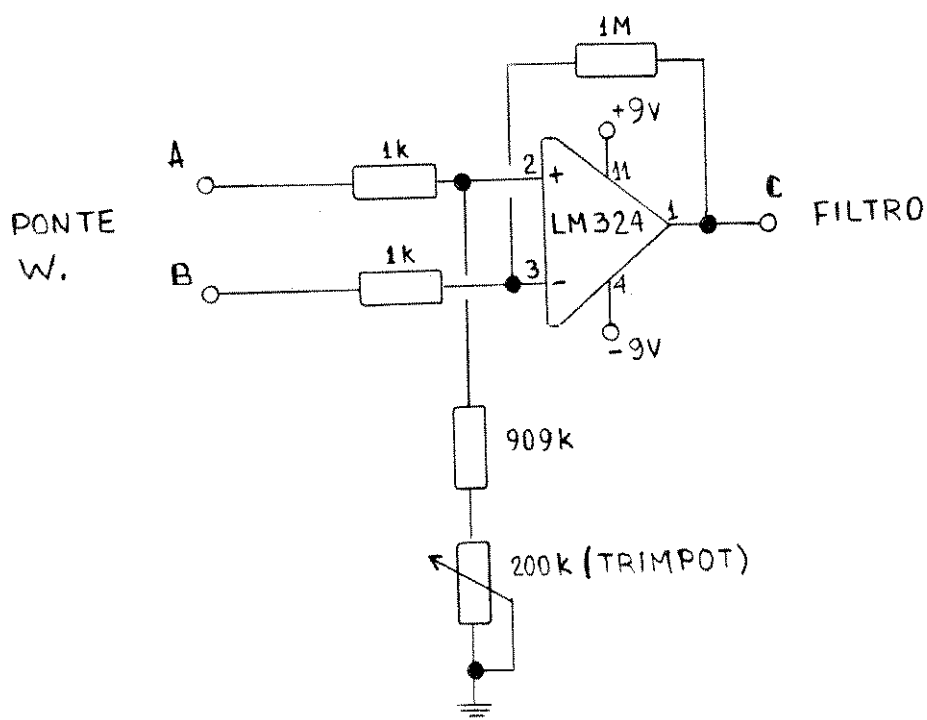


Figura III. 13 - Circuito Amplificador Dif. de ganho 1000.

## CIRCUITO DE FILTRAGEM DE RUÍDOS (60 Hz)

Na seqüência da pesquisa, os primeiros sinais captados e amplificados mostraram a presença de ruídos, principalmente na faixa de 60 Hz. Nesta fase inicial, optou-se pela inclusão de um filtro (ativo) passa baixas do tipo Butterworth de terceira ordem com frequência de corte em 25 Hz, figura III.14.

A utilização de um filtro ativo decorre do fato de que em frequências muito baixas (os filtros LC não se aplicam) os filtros ativos ainda produzem resultados satisfatórios. Filtros passa baixas do tipo Butterworth são de fácil construção e o resultado dos valores dos componentes empregados, mais práticos do que a maioria dos outros, menos críticos quanto a tolerância dos mesmos [19].

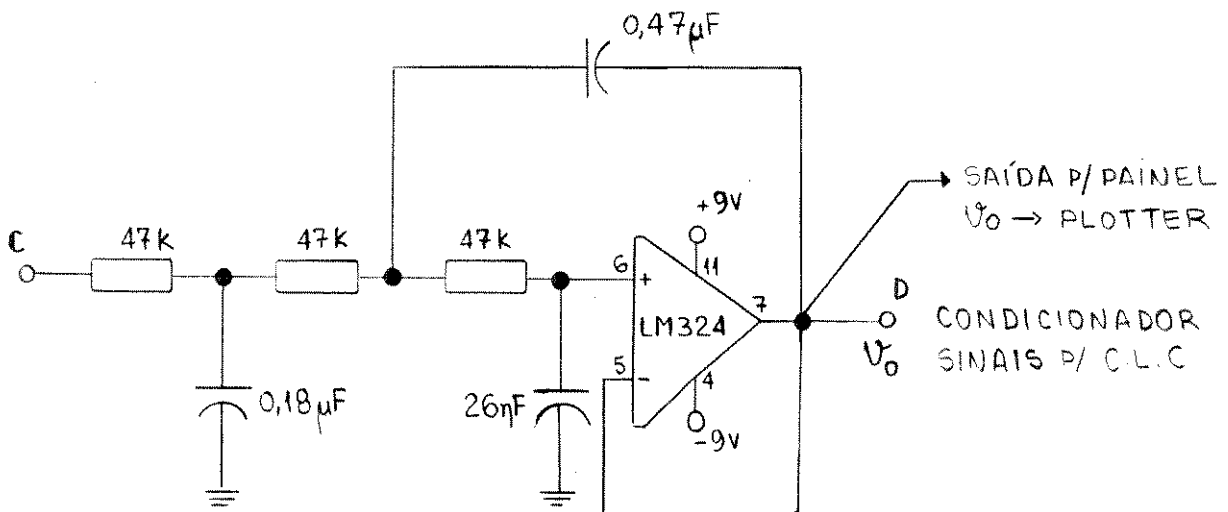


Figura III. 14 - Filtro ativo passa baixa de terceira ordem do tipo Butterworth.

## CIRCUITO CONDICIONADOR DE SINAIS PARA A C.L.C.

Os circuitos inicialmente desenvolvidos utilizavam lógica TTL e foram testados no Laboratório de Eletrônica do DEB. Após alguns testes com paciente, usando um Estimulador Elétrico Multicanal para seqüência de estímulos da marcha, decidiu-se adotar lógica CMOS, a fim de reduzir o consumo de energia.

Os circuitos elétricos, até o presente momento, foram modificados dos originais em TTL, e realizados em CMOS. O equipamento desenvolvido foi denominado de PROTÓTIPO I e produziu os resultados plotados nos gráficos de 1 a 10 apresentados no Capítulo VI de Resultados. Os valores da PCI (Pressão de Contato Inicial - item IV.1.2) foram obtidos por leitura direta no mostrador do registrador (plotter).

A exaustiva análise dos resultados permitiu o desenvolvimento do circuito condicionador de sinais para a futura Central Lógica de Controle (C.L.C.).

O papel do circuito condicionador de sinais é o de permitir que o paciente possa posicionar (pela pressão exercida sobre o posicionador do sensor) corretamente o transdutor, antes de iniciar a marcha, para que o mesmo atue na faixa linear do sensor, com uma boa excursão até o valor máximo permitido. A excursão é caracterizada pelo valor mínimo necessário de pressão para que o sensor permaneça em contato com o ponto da perna a ser monitorado (PCI), e o valor máximo a que o sensor pode defletir,

com o flexionar da perna do paciente, sem atingir a região não linear, ou seja, de deformações permanentes do substrato.

Assim, o circuito consiste de um amplificador não inversor de ganho 10 e dois comparadores selecionados por chave manual no painel do equipamento (LINE/TESTE).

Ao selecionar a opção TESTE, o sinal que vem do amplificador de ganho 10 passa a ser comparado por valores pré-estabelecidos e selecionados por chave rotativa, também no painel do equipamento, a fim de que o paciente possa efetivar a calibração da pressão inicial (PCI) do transdutor pela visualização em LED no painel do sinal.

Quando selecionada a opção LINE, o sinal vai para um outro comparador cuja função é a de detectar o nível de flexão da articulação do joelho do paciente, sendo possível ajustar, através de um potenciômetro no painel do equipamento, o limiar de disparo do estímulo elétrico na perna de suporte (Arco reflexo Artificial, ver Capítulo V item V.1 - Testes Clínicos).

Este circuito precede a Central Lógica de Controle e foi incluído, juntamente com os circuitos da mesma, em uma nova versão do PROTÓTIPO I, denominada PROTÓTIPO II.



O circuito elétrico do condicionador de sinais segue abaixo, figura III.15, e conclue a fase de Processamento do sinal. A fase seguinte é a da Execução que inclui os circuitos elétricos da C.L.C. e da interface entre o PROTÓTIPO II e os Estimuladores Elétricos Portáteis (EEP).

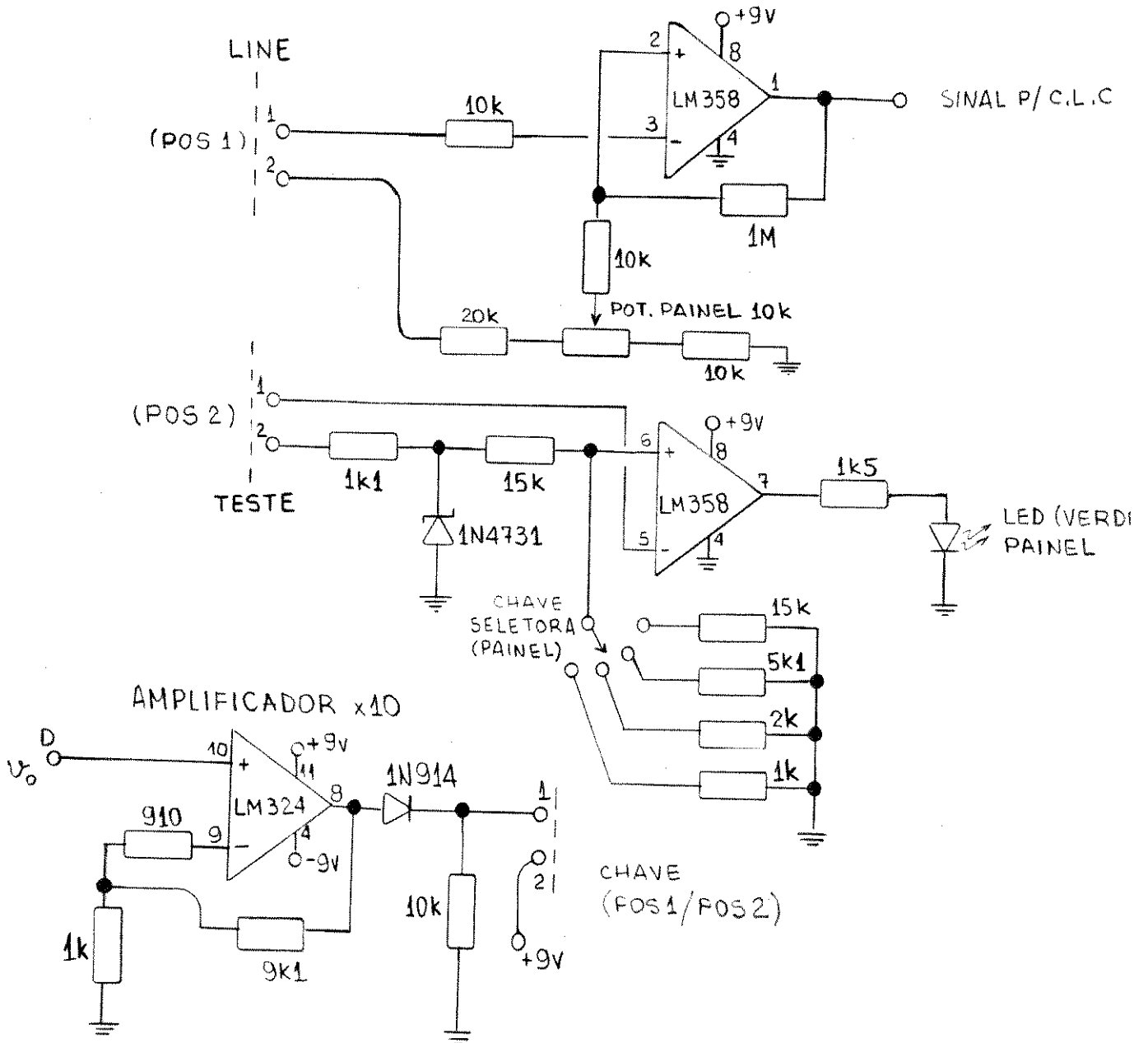


Figura III. 15 - Circuito elétrico do condicionador de sinais.

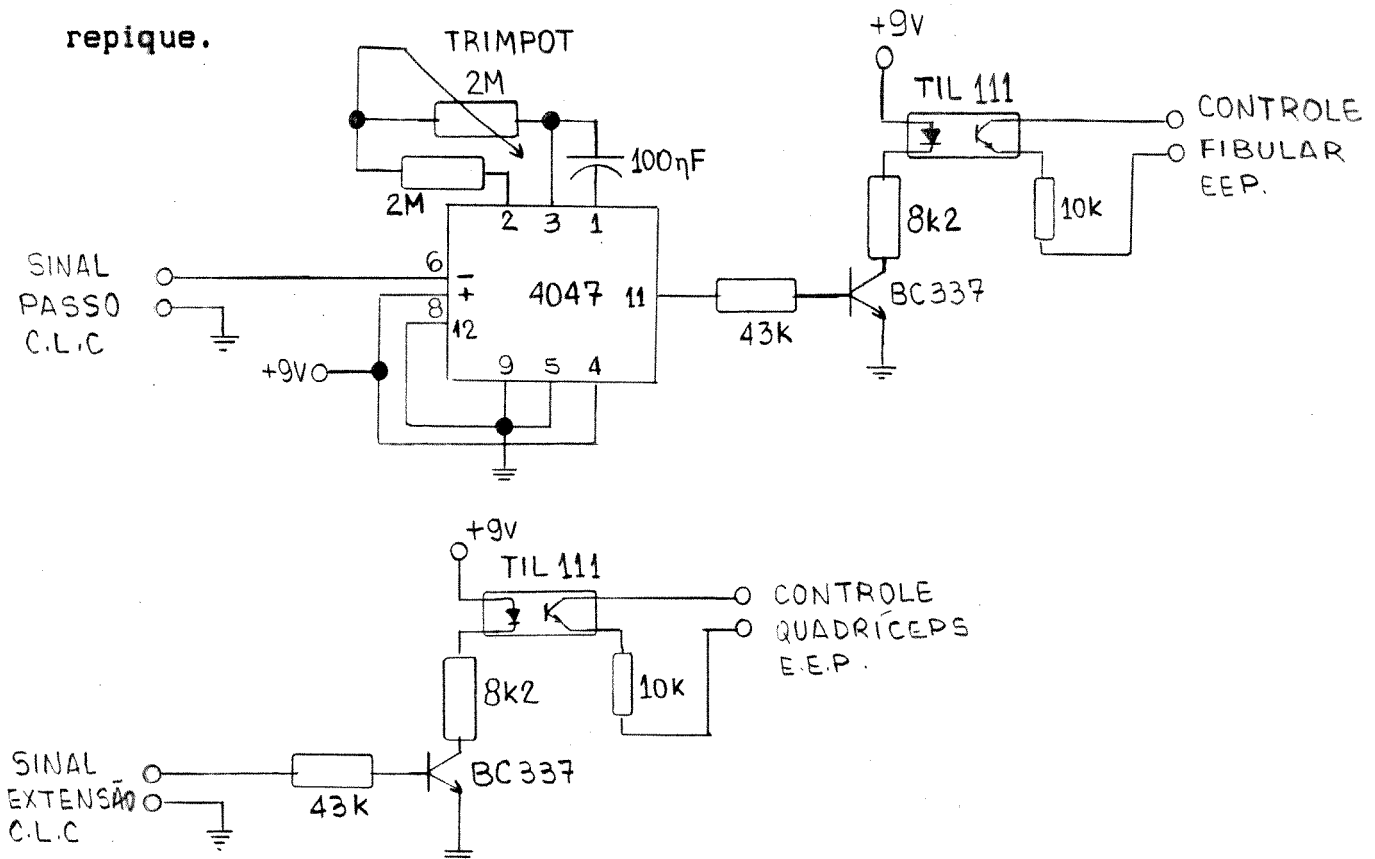
### III.3.5.3 - EXECUÇÃO

Na fase de Execução ocorre a tomada de uma decisão pelo sistema após realizar a comparação entre os parâmetros físicos e teóricos da marcha do paciente. Basicamente, toda a decisão passa pelo reconhecimento da fase da marcha para liberar o estímulo elétrico, para o paciente efetuar o passo ou manter a perna em suporte. A Central Lógica de Controle efetua a tomada da decisão e implementa a resposta, através de uma interface, para os Estimuladores Elétricos Portáteis (EEP).

Os circuitos da C.L.C serão apresentados apenas no ANEXO 1, uma vez que toda a lógica que leva a sua construção está descrita na próxima secção e a partir dela fica extremamente simples a compreensão dos mesmos. A interface está apresentada na figura III.16.

A importância da Interface reside no controle dos tempos de estimulação elétrica para efetuar o passo e para a manutenção da perna em suporte. A C.L.C. comanda o acionamento da interface e o disparo inicial dos estímulos elétricos, entretanto, uma vez disparados, a interface comanda o seu término, não importando se a C.L.C efetua novos comandos de acionamento da perna em suporte, no caso em que ocorre "repiques" da mesma, ou de acionamento do passo.

Repiques ocorrem quando a estimulação elétrica do quadríceps, durante a manutenção da perna de suporte, é insuficiente para que ocorra o travamento mecânico da articulação, ocasionando nova flexão da perna seguida de novo acionamento da estimulação elétrica. Caso o novo estímulo ainda seja insuficiente, o procedimento acima descrito se repete, levando a perna a permanecer oscilando entre as posições quase-travada (estável) e fletindo. A esta oscilação denomina-se repique.



O circuito de controle do disparo do quadríceps seria o mesmo do controle do disparo do fibular, com exceção dos valores dos resistores do trimpot e do capacitor que seriam calculados de acordo com o tempo necessário para se evitar o repique da perna, caso fosse usada a cinta anti-hiperextensão na órtese.

Figura III.16 - Interface de controle dos tempos do Arco reflexo Artificial (perna de suporte), e do passo.

#### III.3.5.4 - Lógica de Controle de Marcha

O estabelecimento de uma lógica de controle de marcha pressupõe o conhecimento de todas as etapas da mesma. Para tanto será analisada a informação relativa aos pontos escolhidos para controle durante os ciclos da marcha de uma pessoa normal. A marcha pode ser dividida em quatro instantes fundamentais:

- 1- INICIO : o paciente permanece parado-em-pé apoiado sobre as duas pernas, desloca o peso lateralmente para uma das mesmas e projeta-se para frente, figura III.17.a
  
- 2- PASSO : ao deslocar o peso lateralmente, uma das pernas se torna a de sustentação enquanto a outra permanece livre para movimentar-se. Ao dar o passo ocorre a "retirada - do - calcanhar - do - solo" seguida da flexão do joelho e a "retirada - da - ponta - do - pé - do - solo" ("Toe Off"), figura III.17.b
  
- 3- TROCA DE SUPORTE : onde ocorre um deslocamento lateral do peso de uma perna (que era de suporte) para a outra (que estava em balanço), a qual passa a ser de suporte. Isto determina o fim da fase em BALANÇO e o início da fase em CONTATO de uma das pernas e o inverso na outra, figura III.17.c.



4- FIM : momento de interrupção da marcha e retorno à posição parado-em-pé, figura III.17.d.

a) INÍCIO



Posição PEP

Deslocamento lateral



Perna Esquerda (PE) suporte

Projeta-se para frente

Flexão do joelho (PD)

Saída calcanhar (PD)

b) PASSO



Em movimento para frente

Flexão joelho (PD)

Saída ponta dos dedos (PD)

Perna direita (PD) em Balanço



Em movimento para frente

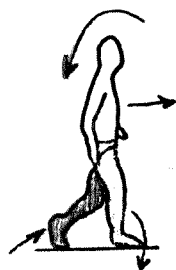
Distensão do joelho (PD)

Toque calcanhar no chão (PD)

Amortecimento do choque (PD)

Figura III.17 - Instantes fundamentais do posicionamento espacial do paciente durante a marcha.

## c) TROCA DE SUPORTE



Amortecimento com flexão  
seguida de Distensão do  
joelho (PD) e planta do  
pé em contato com o solo  
Deslocamento lateral  
Flexão joelho (PE)  
Saída calcanhar (PE)

## d) FIM



Em movimento para frente  
Distensão do joelho (PE)  
Toque calcanhar chão (PE)  
Amortecimento do choque (PE)  
Agora ou ocorre nova troca de  
suporte e a continuação da  
marcha ou ocorre a inter-  
rupção da mesma e volta para  
a posição PEP



Em movimento para frente  
Flexão joelho (PE)  
Saída ponta dos dedos (PE)  
PD em suporte  
PE em balanço

Figura III.17 - Instantes fundamentais do posicionamento espacial do paciente durante a marcha.

Em um paciente com lesão medular as fases da marcha em relação aos pontos monitorados são traduzidas em 16 situações de controle, assim, serão definidos os níveis lógicos dos sinais dos sensores para o controle e disparo do estimulador neuromuscular:

### SINAIS DE CONTROLE

**Micro-chaves:** distribuídas no (Ca) calcanhar e (Fr) frente da sola dos pés, indicando se o mesmo se encontra:

- pé fora do chão : C (nível lógico L)
- pé não fora do chão :  $\overline{C}$  (nível lógico H)

**Transdutor patelar (Sp):** localizado sobre o tendão patelar captando se a flexão da articulação do joelho atinge um valor crítico denominado limiar de disparo da EEN para que ocorra a extensão da perna:

- acima do limiar (perna fletida) : F (L)
- abaixo do limiar (perna não fletida) :  $\overline{F}$  (H)

**Chave de comando manual (X):** chave de contato para controle ou interrupção do disparo da EEN tanto para executar o passo quanto para manter a postura "parado-em-pé":

- pressionada : P (L)
- não pressionada :  $\overline{P}$  (H)

No PROTÓTIPO II foi utilizada lógica negativa como mostrado acima, o PROTÓTIPO I não contém os circuitos da C.L.C como já mencionamos anteriormente.

SINAIS DE DISPARO DA EEN

Extensão (E) e Flexão (P) da perna: sinais de saída da Central Lógica de Controle para habilitar o disparo do estimulador elétrico neuromuscular para estender a perna ou para fletir a mesma, sendo que quando a CLC habilita para extensão, bloqueia para flexão e vice-versa:

- habilitado: A (L)
- não habilitado:  $\bar{A}$  (H)

LÓGICA DO CONTROLE

ENTRADAS			SAÍDAS			
Ca	Fr	Sp	X	E	P	
C	C	F	P	$\bar{A}$	A	00
			$\bar{P}$	$\bar{A}$	A	01
		$\bar{F}$	P	$\bar{A}$	A	02
			$\bar{P}$	$\bar{A}$	A	09
C	$\bar{C}$	F	P	$\bar{A}$	A	04
			$\bar{P}$	A	$\bar{A}$	05
		$\bar{F}$	P	$\bar{A}$	A	06
			$\bar{P}$	$\bar{A}$	$\bar{A}$	07

ENTRADAS			SAÍDAS			
Ca	Fr	Sp	X	E	P	
$\bar{C}$	C	F	P	$\bar{A}$	A	08
			$\bar{P}$	A	$\bar{A}$	09
		$\bar{F}$	P	$\bar{A}$	A	10
			$\bar{P}$	$\bar{A}$	$\bar{A}$	11
$\bar{C}$	$\bar{C}$	F	P	$\bar{A}$	A	12
			$\bar{P}$	A	$\bar{A}$	13
		$\bar{F}$	P	$\bar{A}$	A	14
			$\bar{P}$	$\bar{A}$	$\bar{A}$	15

TABELA III - Tabela verdade da lógica de controle da CLC.

Os números ao lado da tabela marcam as linhas a que correspondem aos minitermos e maxitermos do MAPA DE KARNAUGH, onde obtemos as palavras chaves a seguir<sup>(20)</sup>.

As 16 condições acima podem ser expressas em grupos de 4 em 4 relativos ao posicionamento das chaves do pé, assim, de acordo com os números ao lado das linhas da tabela verdade:

0 a 3 - Estando o pé completamente fora do chão (condição do passo ocorrendo), a perna fletindo ou não e a chave pressionada ou não, teremos o passo habilitado e a extensão bloqueada.

4 a 7 - Estando o pé em contato com o solo apenas com a frente do mesmo, se a chave estiver pressionada o passo será habilitado, caso contrário a extensão será habilitada apenas quando a perna fletir pelo peso aplicado sobre a mesma.

8 a 11 - Estando o pé apoiado apenas com o calcanhar no solo, se a chave for pressionada habilitará o passo, caso contrário será habilitada a extensão apenas quando a perna fletir pelo peso aplicado sobre a mesma.

12 a 15- Estando o pé completamente apoiado no chão, se a chave for pressionada ocorrerá o passo, caso contrário será habilitada a extensão apenas quando a perna fletir pelo peso aplicado sobre a mesma.

Desta forma é possível o controle do disparo da estimulação elétrica, tanto para a manutenção da perna de suporte quanto para execução do passo, através do posicionamento espacial (palavra chave) executado pelo próprio paciente.

Então a palavra chave que controla o disparo da Extensão e Passo fica:

Extensão:

		Ca Fr			
		00	01	11	10
Sp X	00	H	H	H	H
	01	H	L	L	L
	11	H	H	H	H
	10	H	H	H	H

$$E = Sp \cdot X \cdot (\overline{Ca} + Ca \cdot \overline{Fr})$$

Passo :

		Ca Fr			
		00	01	11	10
Sp X	00	L	L	L	L
	01	L	H	H	H
	11	L	H	H	H
	10	L	L	L	L

$$P = X + Ca \cdot Fr$$

Vale lembrar que o disparo é habilitado em nível lógico L, e que os sinais E e P agora irão para a interface que aciona o estimulador portátil.

Condicionando a vontade do paciente à execução da palavra chave de disparo da EEN, o sistema permite o controle natural da marcha fornecendo uma PROPRIOCEPÇÃO ARTIFICIAL para execução do passo e um ARCO REFLEXO ARTIFICIAL para manutenção da perna de suporte. Ver diagrama em blocos da figura III.18, correspondendo ao funcionamento do circuito elétrico da C.L.C. do ANEXO 1.

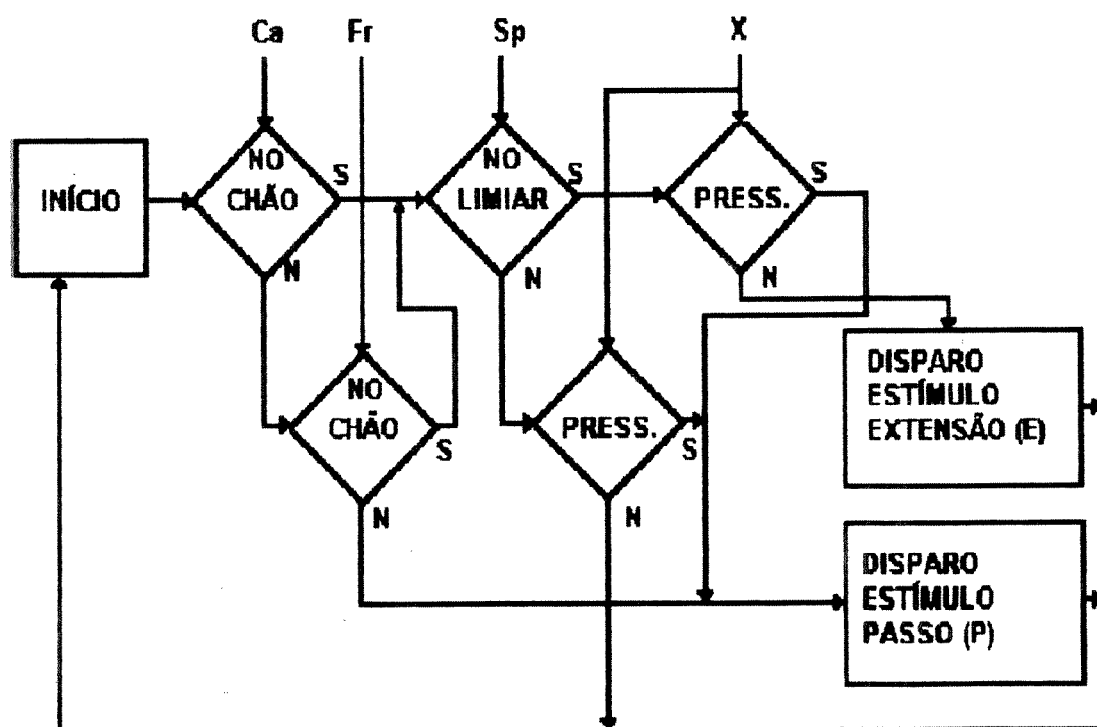


Figura III.18 - Diagrama em blocos da lógica de controle da marcha nas fases de BALANÇO e SUPORTE.

## Capítulo IV

---

### ANÁLISE GRÁFICA

---

Este capítulo foi incluído para facilitar a compreensão do Capítulo V de Resultados. Algumas premissas básicas serão postuladas, durante o mesmo, no sentido de simplificar a interpretação dos dados obtidos.

Para poder avaliar os resultados obtidos em testes com o paciente é fundamental analisar o comportamento do transdutor durante a dinâmica da marcha. A placa sensora (substrato com os extensômetros colados a mesma) é posicionada na altura do tendão patelar e o suporte metálico firmemente preso na lateral da órtese. A órtese mecânica também está presa à perna do paciente através dos tirantes (patelar, anti-hiperextensão e outro na altura do tornozelo), bem como pelo próprio calçado (tênis). Quando a perna do paciente flete, uma força é aplicada sobre o tirante patelar e transmitida para a placa sensora, forçando sua deflexão.

Se não existisse o sistema do Arco reflexo Artificial, que dispara a estimulação elétrica para extensão da perna através da monitoração do transdutor patelar, o tirante se romperia permitindo o flexionar da articulação do joelho do paciente e a queda do mesmo.



Enquanto a perna do paciente mantiver contato com o solo, o VRS existirá e a força detectada pelo transdutor será utilizada no controle da perna de sustentação. No momento em que a perna deixar o solo, fase de BALANÇO da marcha, o VRS deixará de existir e o transdutor estará detectando apenas o flexionar da articulação do joelho dentro do sistema relativo órtese/perna do paciente.

#### IV.1 - Equacionamento Estático

O transdutor sofre a ação contínua de uma força ( $F_y$ ) pela flexão da articulação do joelho do paciente, e o método utilizado para cálculo da mesma foi através da comparação da tensão de saída do transdutor  $\theta_o^1$ , durante a marcha, com a tensão de deslocamento do transdutor  $\theta_{on}$ , obtida em um processo estático de calibração pela ação de uma força conhecida ( $P_n$ ) sobre a extremidade da placa sensora.

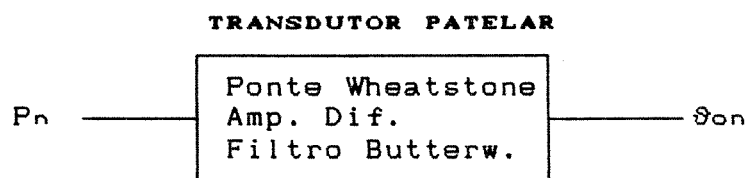
##### IV.1.1 - Cálculo da força aplicada no transdutor

Do gráfico da figura III.10, da força aplicada no transdutor pela tensão de deslocamento durante o procedimento de calibração, será obtida a Função de transferência ( $H_t$ ) do transdutor:

---

(1) Ambos  $\theta_o$  e  $\theta_{on}$  são obtidos na saída do filtro de Butterworth do transdutor, o primeiro durante a marcha e o segundo durante a calibração.

sistema MKfS, adotando  $g = 9,81 \text{ (m.s}^{-2}\text{)}$

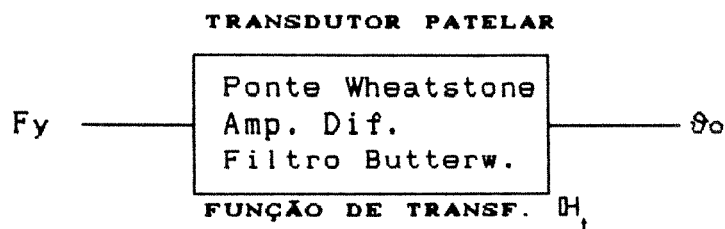


$$H_t = \frac{\theta_{on}}{P_n} \quad (4.1)$$

$$H_t = \frac{2,65 - 0,44}{412,28 - 62,28} = 6,31 \cdot 10^{-3} \text{ (V/gf)}$$

$H_t = 6,31 \text{ (V/kgf)}$ , é constante apenas na faixa de deformação linear do experimento, compreendida entre 62,28 gf até 412,28 gf.

Assim, analisando os registros durante as sessões de marcha com o paciente, em qualquer instante  $t$  de tempo podemos graficamente obter o valor da tensão de saída do transdutor ( $\theta_o$ ) e calcular o valor da força aplicada sobre o mesmo:



$$F_y = \frac{\theta_o}{H_t} = \frac{P_n}{\theta_{on}} \cdot \theta_o \quad (4.2)$$

Substituindo  $H_t$  na 4.2:

$$F_y = 0,15 \cdot \vartheta_o \quad (\text{kgf/V}) \quad (4.3)$$

onde,

$\vartheta_o = \vartheta_o(t)$  é o valor em volts medido graficamente da tensão de saída do transdutor em um instante de tempo.

$F_y = F_y(t)$  é o valor em kgf da força a que está sendo submetido o transdutor no instante de tempo escolhido.

A equação 4.3 relaciona o sinal de saída em tensão elétrica do transdutor com a força aplicada no mesmo em qualquer instante de tempo  $t$  durante a locomoção do paciente, e ainda, da força  $F_y$  deverá ser descontada a quantidade acrescida pela Pressão de Contato Inicial (PCI).

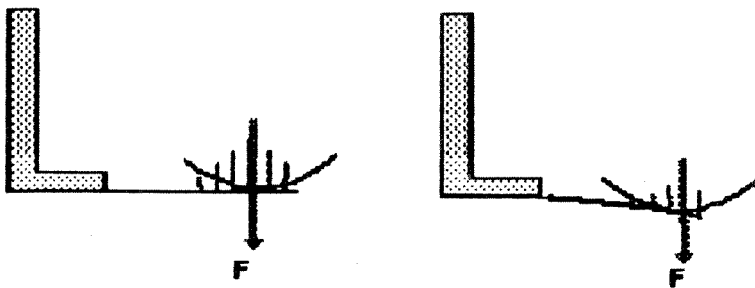
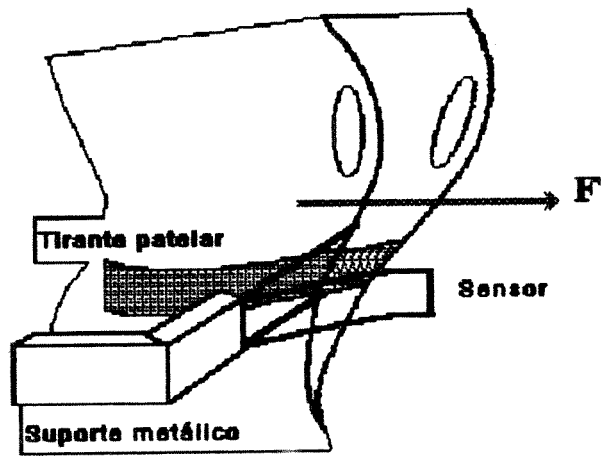
No Capítulo VI - Discussão, será calculado o valor da força  $F_y$  com os resultados obtidos do sinal em tensão (elétrica) de saída do transdutor ( $\vartheta_o$ ) quando da máxima flexão da perna em cada passo, ou seja, pelo sinal de pico da tensão de saída do transdutor ( $\vartheta_{op}$ ) durante a marcha, e apresentado na forma de tabela e gráfico.

#### IV.1.2 - Pressão de Contato Inicial (PCI)

No esquema da figura IV.1 da placa sensora/suporte metálico, observa-se que a aplicação de uma força  $F_y$  produzirá uma flexão da mesma, e conseqüentemente um deslocamento ( $Y$ ) na direção do eixo  $y$ . A força  $F_y$ , resultante da pressão distribuída pela área de contato do tendão patelar com o substrato metálico, é considerada aplicada na extremidade do substrato. Como a calibração do transdutor foi feita tomando o ponto extremo como referência, será desprezada qualquer variação deste ponto durante o deslocamento do sensor sobre o tirante patelar.

Ao vestir a órtese mecânica e posicionar a placa sensora sobre o tendão patelar é necessário estabelecer qual será a pressão inicial dada para que se assegure o contato da placa com o ponto a ser medido, durante a marcha do paciente, e que o curso de detecção do transdutor esteja dentro da região linear de transdução, ver figura IV.2.

Caso a PCI seja insuficiente pode ocorrer a perda de contato entre a placa sensora e o tendão patelar, quando houver hiperextensão da perna, produzindo na saída do transdutor uma resposta em tensão elétrica de placa livre (sensor sem carga) que poderá ser nula ou residual (balanço de zero). Tal distância entre o ponto de contato sobre o tendão patelar da perna hiperestendida e a placa sensora será denominada ZONA MORTA, e a mesma pode ser anulada ou mesmo reduzida através do ajuste da PCI e da cinta anti-hiperextensão, figura IV.3.



**A resultante da força está concentrada na extremidade da placa, mesmo quando a perna flete.**

Figura IV.1 - Distribuição da força sobre o substrato durante o movimentar da perna na marcha.

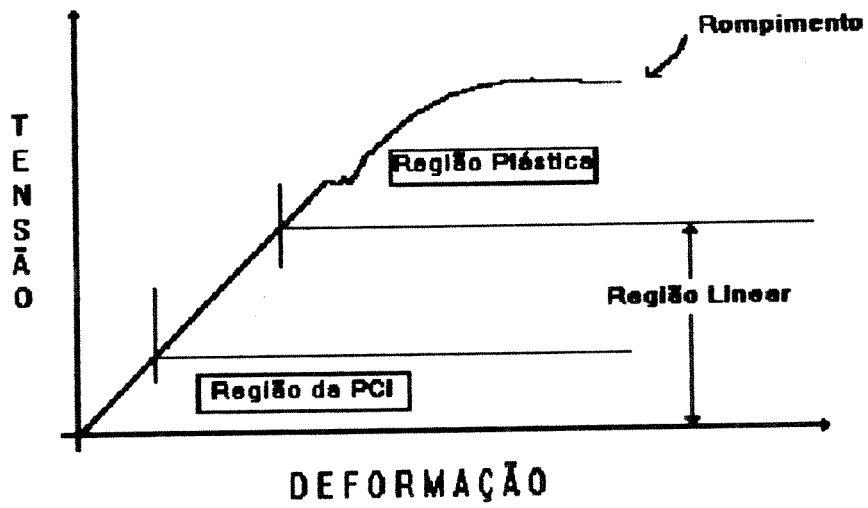


Figura IV.2 - Esquema mostrando a relação entre PCI e a região linear do transdutor.

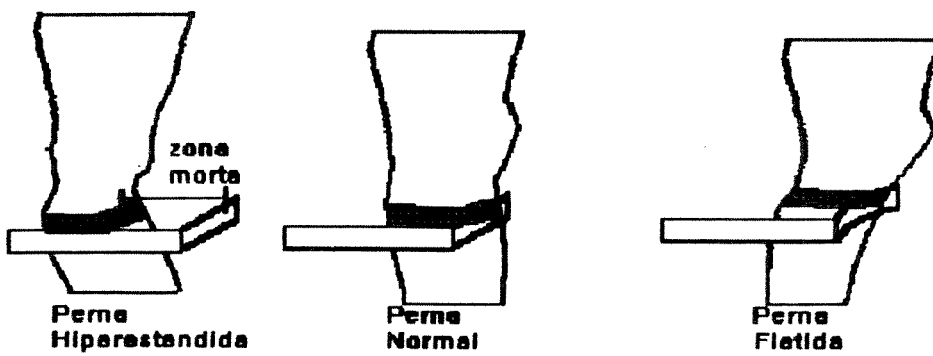
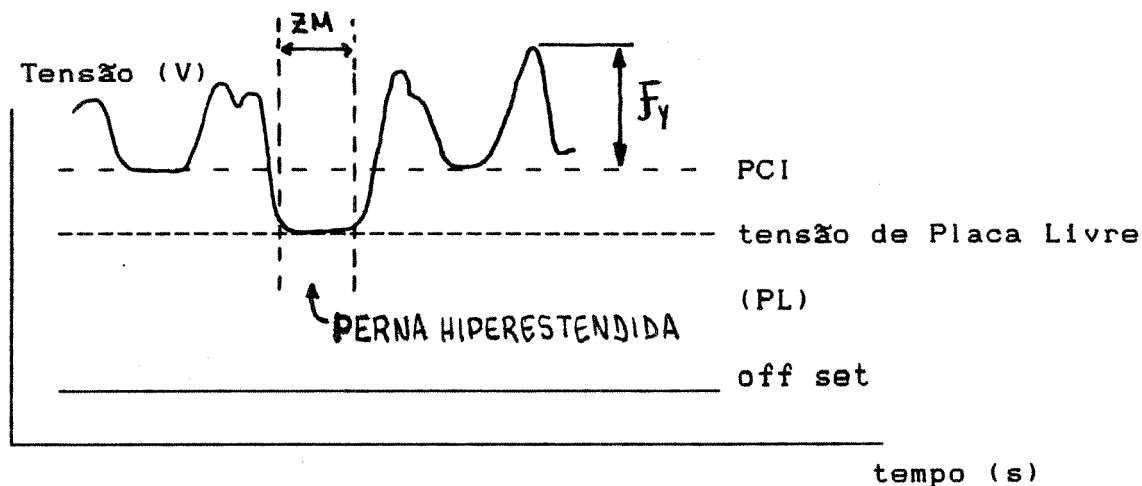


Figura IV.3 - Detalhe da placa em relação à PCI e a ZONA MORTA.

Quanto à correção necessária no valor da força em relação à PCI, pode-se exemplificar através dos resultados gráficos como realizar a leitura da força sobre o transdutor patelar corretamente, ex:

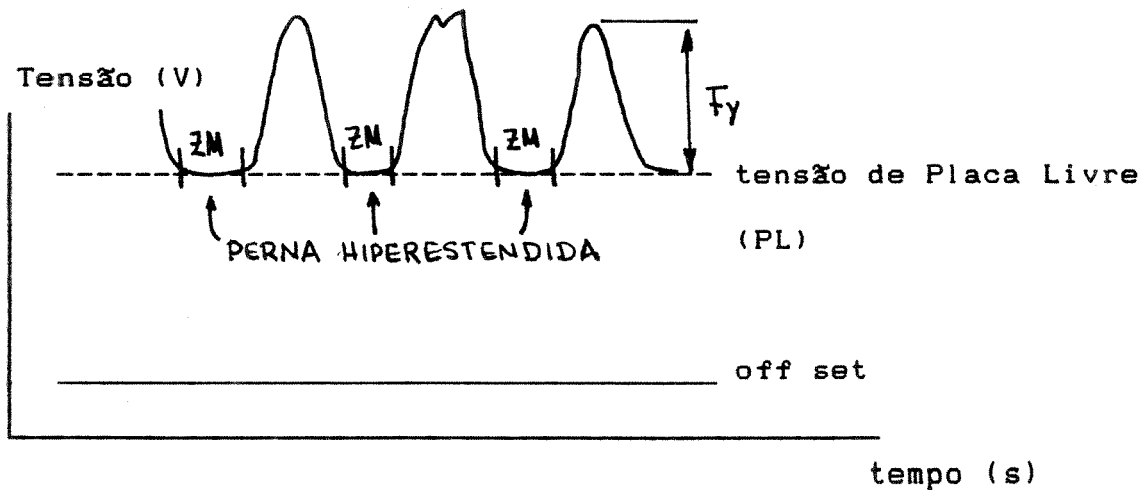


No exemplo acima, todo sinal abaixo da tensão de PCI indica que a perna do paciente estava hiperestendida, e igual a PL indica que o sensor não estava encostado sobre o ponto monitorado (ZONA MORTA, ver figura IV.3).

Para se obter o valor da força produzida sobre o transdutor por uma flexão da perna, basta subtrair o valor da PCI em qualquer ponto desejado no gráfico (convém ressaltar que o esforço total a que está sendo submetida a placa inclui a PCI e corresponde a curva plotada, então, toda força  $F_y > PCI$  será obtida graficamente tomando a linha de PCI como referência para leitura).

Pode ocorrer que a PCI aplicada seja nula, a placa sensora apenas toca o ponto monitorado, então nossa referência para leitura gráfica será a tensão de PL ( neste caso, igual ou

menor que zero), como mostrado no exemplo abaixo:



Todo sinal na Zona Morta indica que a perna está hiperestendida, porém, graficamente o menor valor registrado será o da PL, uma vez que a força aplicada pela perna no transdutor é sempre:

$$F_y \geq PL$$

Para evitar que ocorra a hiperextensão utiliza-se a cinta anti-hiperextensão, obtendo-se desta forma:

$$F_y > PL$$

Entretanto, nossa órtese adaptada<sup>2</sup> não utilizou tal procedimento, sendo justificável os casos em que ocorrem a Zona Morta:

$$F_y = PL$$

---

(2)N.A: Toda a pesquisa foi feita adaptando-se um AFO (Ankle-Foot-Orthosis) do paciente, enquanto estava sendo feita a órtese descrita na figura III.2.



Ainda, quando a tensão de PL for negativa :

$PL < \text{off set},$

indica que o transdutor possui uma tensão residual, BALANÇO DE ZERO (ver Capítulo III, item III.3.4), a qual tentou-se compensar com a utilização da PCI evitando a substituição da placa sensora, caso o substrato apresentasse deformações, e novos ajustes na ponte quando o substrato não se encontrava deformado. Tal procedimento teve a finalidade de testar a capacidade do transdutor quanto à funcionalidade em condições adversas, constatando a sua estabilidade relativa à calibração inicial, efetuada na ponte, e às pequenas deformações no substrato pelo uso contínuo do transdutor.

A PCI era ajustada manualmente e medida, com um multímetro ou por um dos canais do registrador, através do sinal elétrico de tensão de saída do transdutor ( $\theta_0$ ).

## Capítulo V

### RESULTADOS

Durante os primeiros testes de locomoção e avaliação do transdutor realizados com paciente no Departamento de Fisioterapia do Hospital das Clínicas da Unicamp, utilizou-se um Estimulador Elétrico Multi-canal (EEMc), controlado por microcomputador (do tipo PCXT), desenvolvido no Departamento de Engenharia Biomédica (DEB) e posteriormente o mesmo foi substituído por dois Estimuladores Elétricos Portáteis (EEP) para que se procedesse nova avaliação do transdutor patelar com a Central Lógica de Controle (CLC).

O EEMc desenvolvido ainda trabalha em malha aberta, sendo que os estudos para sua miniaturização e construção em malha fechada estão em andamento no DEB. Por isso, e no sentido de aperfeiçoar o uso dos EEP do programa, também em malha aberta, o desenvolvimento da CLC juntamente com os sensores SCAM foi providencial para estabelecer os princípios de controle em malha fechada automática da locomoção dos pacientes .

A longo prazo a utilização do EEMc juntamente com as técnicas de controle desenvolvidas neste trabalho permitirá a reabilitação de pacientes tetra/paraplégicos completos ou não, com sistemas Híbridos.

### V.1 - Testes Clínicos

Os testes consistiram de procedimentos preparatórios que antecederam a locomoção por estímulos elétricos, padronizados como abaixo:

- 1- Localização dos pontos motores superficiais dos grupos musculares utilizados na reabilitação,
- 2- Alocação dos eletrodos autoadesivos, do tipo Myocare 3M Ltd. (tamanho 4,1 cm x 8,8 cm ou 2,5 cm x 7,5 cm) <sup>[10]</sup>, sobre os pontos motores,
- 3- Teste da resposta funcional ao estímulo elétrico neuromuscular e se necessário nova alocação dos eletrodos.
- 4- Colocação da(s) órtese(s) mecânica(s) na(s) perna(s) do paciente,
- 5- Colocação dos fios do estimulador, um EEP para cada perna, e ligação com a CLC (incluindo a colocação dos calçados com as micro chaves, chaves manuais e todas as ligações do transdutor com a CLC),
- 6- Posicionamento do paciente na postura "parado-em-pé" com o auxílio de andador ou muleta,

- 7- Ajuste da intensidade do estímulo elétrico pelo tipo de resposta funcional obtida, passo (flexão da perna) e parado (extensão da perna),
- 8- Ajuste da Pressão de Contato Inicial (PCI) do transdutor patelar (chave na posição de TESTE e verificação do nível da PCI pela seleção da chave rotativa com visualização em LED no painel do Protótipo).
- 9- Ligação com periférico (plotter) de registro e aquisição de dados durante a marcha,
- 10- Seleção do limiar de disparo do estímulo elétrico, através de potenciômetro no painel do Protótipo, para o sistema do Arco reflexo Artificial da perna de suporte enquanto o paciente permanece na posição "parado-em-pé",
- 11- Seleção do tempo de permanência, através de potenciômetro no painel do Protótipo, do estímulo elétrico na perna de suporte a fim de evitar "repiques" durante o Arco reflexo Artificial,
- 12- Seleção do tempo de permanência, através de potenciômetro no painel do Protótipo, do estímulo elétrico na perna em movimento durante a execução do passo.

Quando do uso do EEMc, geralmente os tempos dos itens 11 e 12 eram selecionados através de "software" e os outros por "hardware", sendo que futuramente também será possível a implementação de outros itens via software.

As sessões de marcha eram realizadas com intervalos para recuperação do paciente, todo cuidado em termos de segurança era tomado a fim de evitar quedas, que nunca ocorreram.

Foram construídas duas versões do equipamento, como mencionado no Capítulo III, a primeira PROTÓTIPO I foi utilizada para obtenção dos registros do transdutor patelar durante a marcha do paciente e a estimulação foi feita utilizando um EEMc, sendo a duração dos estímulos tanto para as fases de BALANÇO (passo) quanto para a de SUSTENTAÇÃO determinada por "software"; a segunda, PROTÓTIPO II, foi utilizada para obtenção dos registros do transdutor, micro chaves e CLC com o uso de um EEP para cada perna.

O Protótipo II é um módulo para acionamento e controle da estimulação e marcha em pacientes incompletos que necessitem apenas de estimulação e controle de uma perna, sendo que para os completos basta utilizar dois protótipos, um para cada perna.

Os resultados são comentados e apresentados a seguir na forma de gráficos plotados durante a marcha e tabelas

explicativas dos mesmos. Também são apresentados os gráficos plotados durante os testes em bancada com o Protótipo II.

## V.2 - Resultados

Os resultados foram obtidos através de um plotter (7090A Measurement Plotting System Hewlett-Packard) HP de 03 canais, ver Anexo II, assim sendo:

**Gráficos 1 a 3:** apresentam o sinal do transdutor monitorando a perna direita na altura do tendão patelar, sendo as seqüências de estímulos elétricos obtidas pelo EEMc com a utilização do PROTÓTIPO I apenas para aquisição de sinais. No gráfico 3 também foram registrados os sinais das micro-chaves do pé esquerdo.

**Gráficos 4 a 10:** apresentam o sinal do transdutor sobre a perna direita, as seqüências de estímulo foram melhoradas e obtidas pelo EEMc. Utiliza-se o PROTÓTIPO I apenas para aquisição de sinais.

**Gráfico 11:** apresenta o sinal do transdutor, os sinais das micro-chaves do pé direito, e o sinal de controle para disparo da extensão oriundos da CLC. O PROTÓTIPO 2 foi utilizado apenas para aquisição de sinais, sendo que os estímulos elétricos foram obtidos pelo uso de dois EEP, um para cada perna acionando os grupos musculares do quadríceps (extensão) e do nervo fibular (passo), com chaveamento manual efetuado pelo paciente.

Até aqui os protótipos foram utilizados apenas para aquisição de sinais, sendo que o PROTÓTIPO II possuía os circuitos da CLC com estímulos provenientes de dois EEP (em malha aberta), e o PROTÓTIPO I com estímulos provenientes de um EEMc com as seqüências pré-programadas para o paciente (também em malha aberta).

Nos testes seguintes foram utilizados dois EEP, um para a perna esquerda na qual o disparo da estimulação elétrica foi obtido por chaveamento manual efetuado pelo paciente (malha aberta), e um para a perna direita acoplado ao PROTÓTIPO II com disparo da estimulação elétrica automático controlado pela CLC do mesmo (realimentação em malha fechada).

A conexão entre a CLC (PROTÓTIPO II) e o EEP foi realizada com o auxílio de uma interface que continha os circuitos onde se ajustava o tempo de permanência do estímulo produzido para a perna efetuar o passo (fase de balanço - item 12 da secção V.1).

Após o término do tempo para estimulação do passo, a mesma era interrompida e a perna poderia cair tocando o chão com a sola do pé, acionando as micro-chaves e habilitando o transdutor patelar para a manutenção da perna, agora como de suporte (fase de contato - item 11 da secção V.1).

**Gráficos 12 a 16:** teste em bancada com o PROTÓTIPO II e um EEP, foram manipuladas as micro-chaves e o sensor do transdutor simulando o paciente. Na saída do EEP colocaram-se duas cargas resistivas simulando a interface eletrodo-pele dos pontos normalmente estimulados (quadríceps e fibular).

**Gráficos 17 a 23:** apresentam os sinais do transdutor, das micro-chaves e os de controle da CLC (extensão e passo) do PROTÓTIPO II com o uso de um EEP na perna direita (malha fechada). O EEP da perna esquerda era usado apenas para dar continuidade à marcha e chaveado manualmente pelo paciente.

#### V.2.1 - Nomenclatura dos gráficos

##### **Análise do sinal na saída do filtro Butterworth, do transdutor, em diversas situações**

$\theta_0$  (V) - sinal elétrico de tensão da saída do filtro, registrado durante a marcha.

$\theta_{op}$  (V) - valor de pico do sinal  $\theta_0$ , obtido graficamente.

PL (V) - valor medido do sinal elétrico de tensão da placa sensora livre (antes do ajuste da PCI).



PLg (V) - valor do sinal elétrico de tensão do transdutor quando a perna do paciente se encontra hiperestendida durante a marcha, ou seja, a placa está na ZONA MORTA. Obtido graficamente.

PCI (V) - sinal elétrico de tensão, medido durante o ajuste da Pressão de Contato Inicial, do posicionamento da placa sensora sobre o ponto monitorado.

PCIg (V) - sinal elétrico de tensão do valor da PCI, obtido graficamente.

LP (V) - sinal elétrico de tensão do limiar da patela, correspondendo ao ajuste (efetuado por um potenciômetro no painel do Protótipo II, Capítulo III) do valor de tensão crítica para ocorrer o disparo da EEN evitando a flexão da articulação do joelho, durante o controle do Arco reflexo Artificial. Obtido graficamente. Este sinal é utilizado para produzir o sinal E da CLC, descrito logo a seguir.

#### **Sinais de saída das micro chaves**

Ca (V) - sinal elétrico de tensão na saída da micro chave do calcanhar, sendo especificado se do direito ou esquerdo, registrado durante a marcha.

Fr (V) - sinal elétrico de tensão na saída da micro chave da frente do pé, sendo especificado se do direito ou esquerdo, registrado durante a marcha.

#### Sinais da Central Lógica de Controle

E (V) - sinal elétrico de tensão para o disparo da estimulação da extensão da perna, registrado durante a marcha.

P (V) - sinal elétrico de tensão para o disparo da estimulação do passo da perna, registrado durante a marcha.

#### Dados adicionais

N = 01,02,...,n, marcador do passo em questão dentro do ciclo da marcha.

$f_{ev}$  - fator de escala do eixo vertical do gráfico, correspondendo ao valor do alcance máximo de tensão do canal dividido pelo comprimento do eixo (V/cm).

$f_{eH}$  - fator de escala do eixo horizontal do gráfico, correspondendo ao valor do alcance máximo de tempo dividido pelo comprimento do eixo (s/cm).

$t_p$  (s) - tempo da perna na fase de balanço de um ciclo de marcha.

$t_s$  (s) - tempo da perna na fase de suporte de um ciclo de marcha.

$T_{pt}$  (s) - tempo total da perna na fase de balanço durante toda a marcha.

$T_{st}$  (s) - tempo total da perna na fase de suporte durante toda a marcha.

$T_t$  (s) - tempo total de registro da marcha, é dado por  $T_{pt} + T_{st}$ .

Qualquer dado rejeitado para análise será marcado com a inicial "r" no símbolo do dado.

## GRÁFICO 01

## PROTÓTIPO 1: TESTE COM PACIENTE

## EEMc (malha aberta)

Canal 1: sinal transdutor patelar (off set: 3,5V)

-  $f_{ev} = 0,39$  (V/cm)

-  $f_{eH} = 2,4$  (s/cm)

-  $N = 06$

-  $PClg = - 0,19$  V

N	$t_p$ (s)	$t_s$ (s)	$\theta_{op}$ (mV)
01	5,0	4,6	0,78
02	5,5	4,1	0,94
03	5,0	5,0	0,70
04	5,3	4,6	0,97
05	5,3	4,1	0,97
06	4,3	5,8	0,89

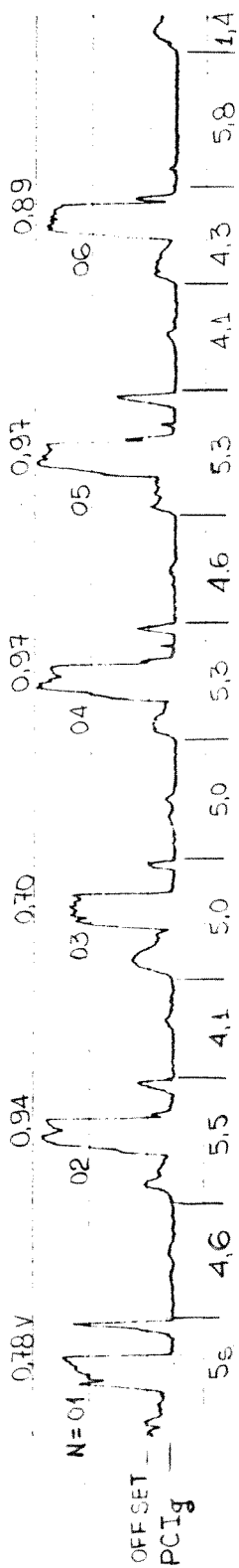
	$T_{pt}$	$T_{st}$	
	30,4	28,2	58,6
$T_{rt}$	-----	1,4 *	1,4
	$T_t$		60,0

\* foram rejeitados os últimos segundos após o sexto passo.

GRÁFICO 01

PROTÓTIPO 1: TESTE COM PACIENTE

RANGES: 7.000V 7.000V 10.00V  
OFFSETS: 3.5V 0.5V 7.0V  
TOTAL TIME: 60.0S  
POST-TRIG: 0.0S  
TRIGGER: MAN



## GRÁFICO 02

## PROTÓTIPO 1: TESTE COM PACIENTE

## EEMc (malha aberta)

Canal 1: sinal transdutor patelar (off set: 3,5V)

-  $f_{ev} = 0,39$  (V/cm)-  $f_{eH} = 2,4$  (s/cm)-  $N = 06$ -  $PClg = - 0,19$  V

N	$t_p$ (s)	$t_s$ (s)	$\theta_{op}$ (V)
01	4,8	4,8	0,89
02	6,0	3,6	0,97
03	5,8	3,8	0,97
04	5,8	3,8	1,01
05	6,0	3,6	0,93
06	4,3	5,3	0,93

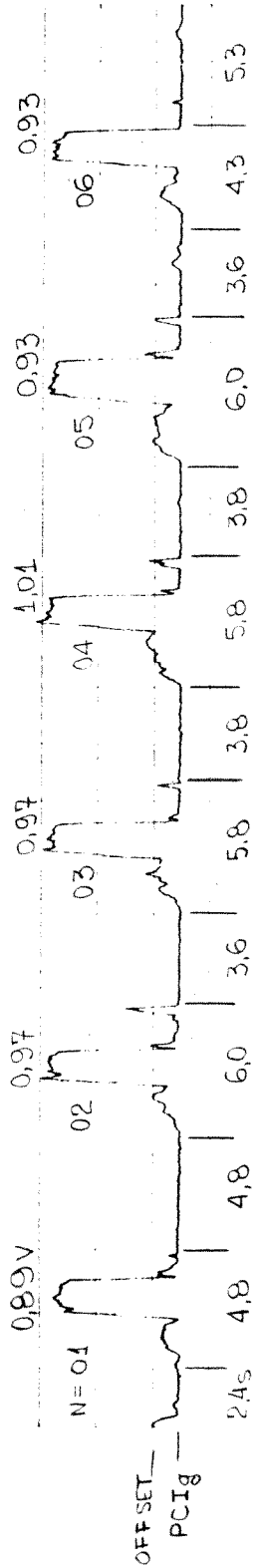
	$T_{pt}$	$T_{st}$	
	32,7	24,9	57,6
Trt	-----	2,4 *	2,4
$T_t$			60,0

\* foram rejeitados os segundos que antecedem o primeiro passo.

GRÁFICO 02

PROTÓTIPO 1: TESTE COM PACIENTE

RANGES: 7.000V 7.000V 10.00V  
OFFSETS: 3.5V 0.5V 7.0V  
TOTAL TIME: 60.0S  
POST-TRIG: 0.0S  
TRIGGER: MAN



## GRÁFICO 03

## PROTÓTIPO 1: TESTE COM PACIENTE

## EEMc (malha aberta)

Canal 1: sinal transdutor patelar (off set: 3,5V)

-  $f_{eV} = 0,39$  (V/cm)

-  $f_{eH} = 2,4$  (s/cm)

-  $N = 04$

-  $PCIG = - 0,19$  V

Canal 2: sinal micro-chave Calcâneo pé esq. (off set: 0,5V)

Canal 3: sinal micro-chave Frente pé esq. (off set: 7,0V)

N	$t_p$ (s)	$t_e$ (s)	$\theta_{op}$ (V)
01	4,8	3,1	0,94
02	6,0	4,3	1,05
03	5,5	2,9	0,94
04	6,0	4,8	0,94

	$T_{pt}$	$T_{et}$	
	22,3	15,1	37,4
$T_{rt}$	-----	22,6 *	22,6
$T_t$			60,0

\* foram rejeitados os 3,8 segundos que antecedem o primeiro passo e os 18,8 segundos que precedem o último passo.





## GRÁFICO 04

## PROTÓTIPO 1: TESTE COM PACIENTE

EEMc (malha aberta)

PCI : + 0,27 V

PL(Placa Livre) : - 0,20 V

Canal 1: sinal transdutor patelar (off set: 2,5V)

-  $f_{\text{ev}} = 0,38$  (V/cm)-  $f_{\text{eH}} = 0,7$  (s/cm)

- N = 02

-  $PCIg = - 0,15$  V (como a órtese não tinha cinta anti-hiperextensão é normal a  $PCIg$  ser diferente da PCI aplicada)

N	$t_p$ (s)	$t_s$ (s)	$\vartheta_{op}$ (V)
01	4,0	5,0	1,06
02	3,3	6,0	0,61

	$T_{pt}$	$T_{st}$	
	7,3	11,0	18,3
$T_{rt}$	-----	1,7 *	1,7
	$T_t$		20,0

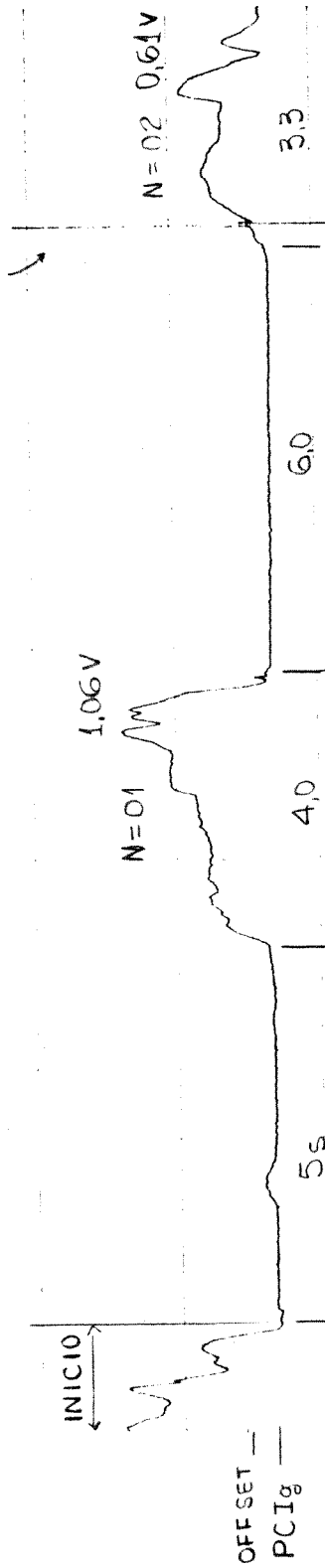
\* foram rejeitados os segundos que antecedem o primeiro passo.

GRÁFICO 04

PROTÓTIPO 1: TESTE COM PACIENTE

RANGES: 7.000V 10.00V 10.00V  
OFFSETS: 2.5V 0.0V 0.0V  
TOTAL TIME: 20.0S  
POST-TRIG: 0.0S  
TRIGGER: MAN

CLÔNUS  
(MOVIMENTO ESPÁSTICO)



## GRÁFICO 05

## PROTÓTIPO 1: TESTE COM PACIENTE

EEMc (malha aberta)

PCI : + 0,27 V

PL : - 0,20 V

Canal 1: sinal transdutor patelar (off set: 2,5V)

-  $f_{\text{ev}} = 0,38$  (V/cm)-  $f_{\text{eH}} = 1,66$  (s/cm)

- N = 04

- PCIg = - 0,19 V

N	$t_p$ (s)	$t_s$ (s)	$\theta_{op}$ (V)
01	6,0	4,3	0,95
02	5,0	4,0	0,79
03	8,0	4,3	0,61
04	4,0	2,7	0,57

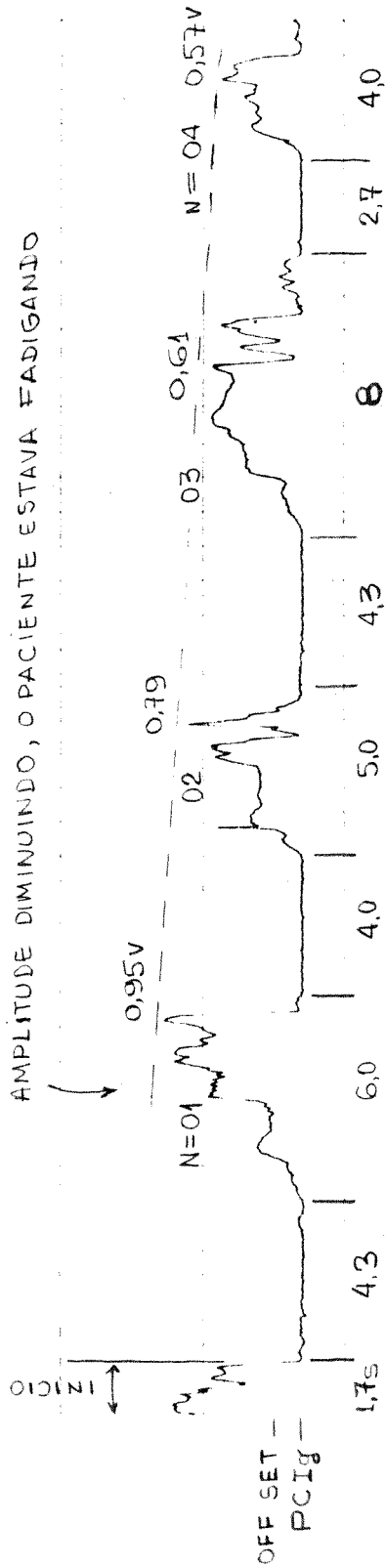
	$T_{pt}$	$T_{st}$	
	23,0	15,3	38,3
$T_{rt}$	-----	1,7 *	1,7
	$T_t$		40,0

\* foram rejeitados os segundos que antecedem o primeiro passo.

GRÁFICO 05

PROTÓTIPO 1: TESTE COM PACIENTE

RANGES: 7.000V 10.000V 10.000V  
OFFSETS: 2.5V 0.0V 0.0V  
TOTAL TIME: 40.0S  
POST-TRIG: 0.0S  
TRIGGER: MAN



## GRÁFICO 08

## PROTÓTIPO 1: TESTE COM PACIENTE

EEMc (malha aberta)

PCI : - 0,17 V

PL : - 0,20 V

Canal 1: sinal transdutor patelar (off set: 2,5V)

-  $f_{ev} = 0,39$  (V/cm)-  $f_{eH} = 4,8$  (s/cm)

- N = 05

- PCIg = - 0,16 V

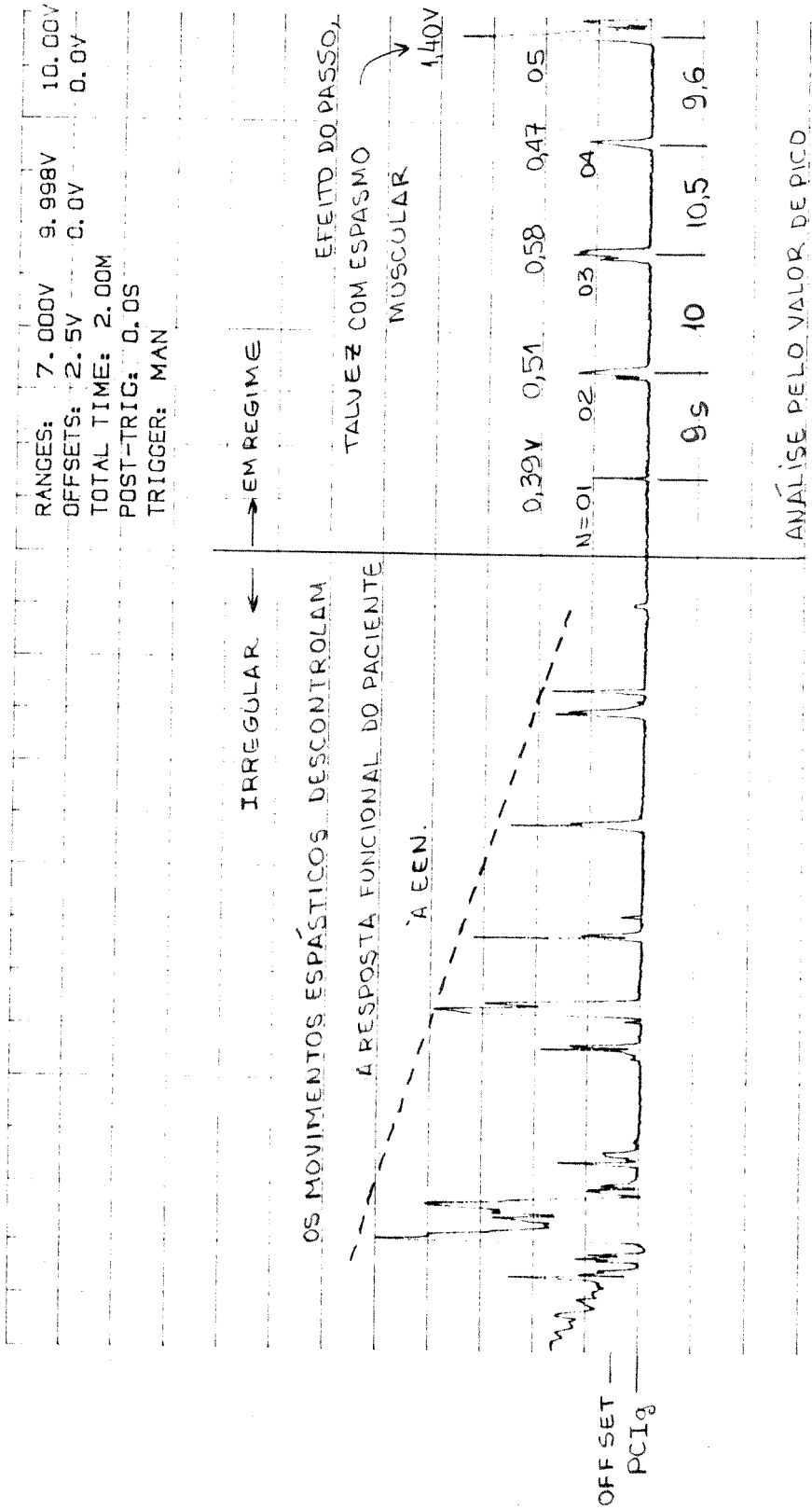
N	$t_p$ (s)	$t_s$ (s)	$\vartheta_{op}$ (V)
01	-----	9,0	0,39
02	-----	10,0	0,51
03	-----	10,5	0,58
04	-----	9,6	0,47
05	-----	-----	1,40

	$T_{pt}$	$T_{st}$	
	-----	39,1	39,1
$T_{rt}$	-----	80,9 *	80,9
$T_t$			120,0

\* foram rejeitados os segundos que antecedem os passos (05 finais) considerados em regime (quando a marcha se estabilizou sem a interferência de espasmos musculares do paciente).

GRÁFICO 06

PROTÓTIPO 1: TESTE COM PACIENTE



ANÁLISE PELO VALOR DE PICO DOS PULSOS, O TEMPO FOI OBTIDO PELA DISTÂNCIA ENTRE OS PICOS

## GRÁFICO 07

## PROTÓTIPO 1: TESTE COM PACIENTE

EEMc (malha aberta)

PCI : + 0,30 V

PL : - 0,18 V

Canal 1: sinal transdutor patelar (off set: 2,5V)

-  $f_{\text{ov}} = 0,39$  (V/cm)-  $f_{\text{oh}} = 2,4$  (s/cm)

- N = 05

- PCIg = - 0,16 V

N	$t_p$ (s)	$t_s$ (s)	$\vartheta_{op}$ (V)
01	3,0	7,2	1,13
02	3,5	5,7	0,89
03	3,6	7,2	0,93
04	2,4	6,5	1,32
05	2,0	8,0	1,13

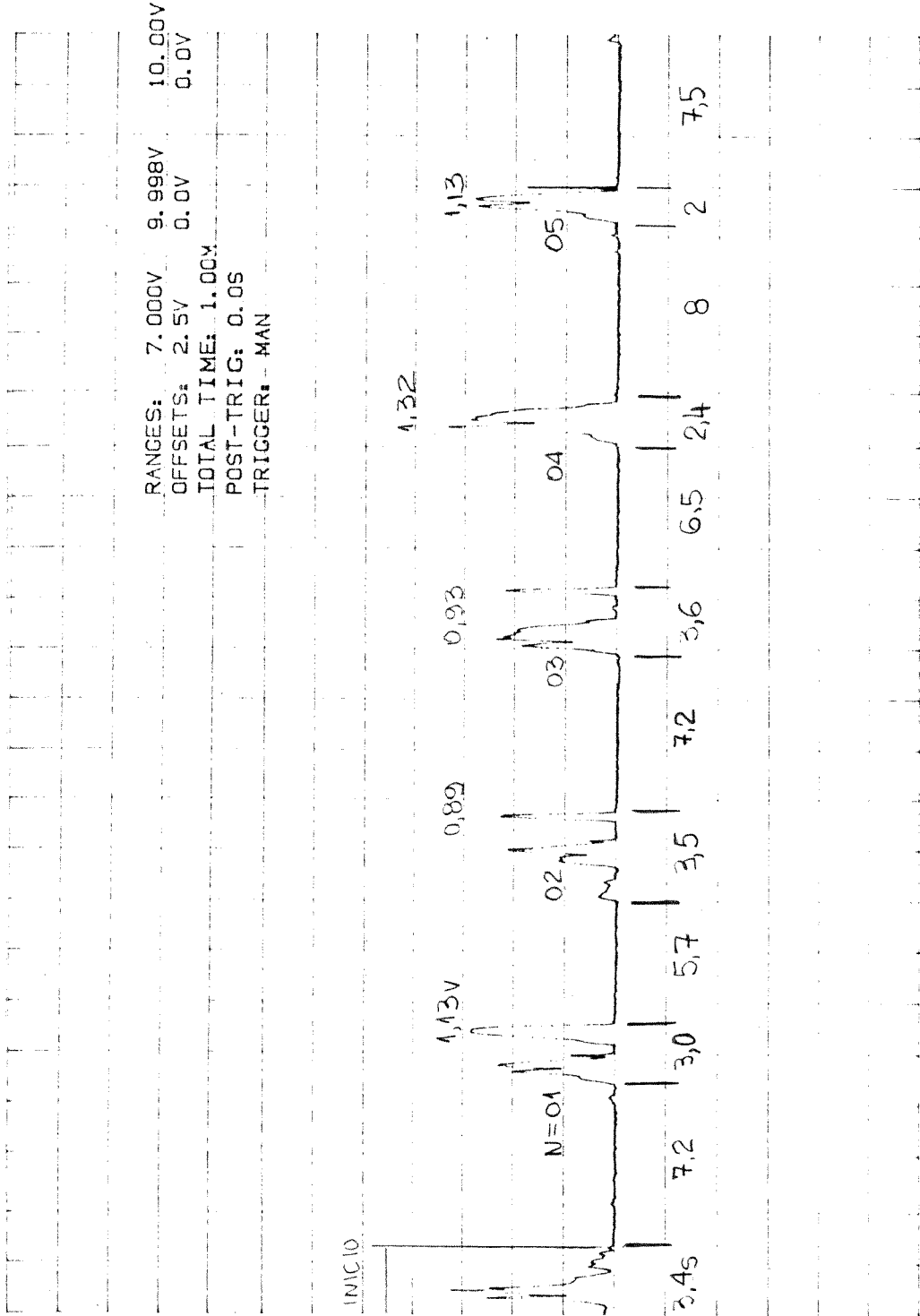
	$T_{pt}$	$T_{st}$	
	14,5	34,6	49,1
Trt	-----	10,9 *	10,9
$T_t$			60,0

\* foram rejeitados os 3,4 segundos que antecedem o início da marcha e os 7,5 segundos que precedem o último passo.



GRAFICO 07

PROTÓTIPO 1: TESTE COM PACIENTE



## GRÁFICO 08

## PROTÓTIPO 1: TESTE COM PACIENTE

EEMc (malha aberta)

PCI : - 0,19 V

PL : - 0,19 V

Canal 1: sinal transdutor patelar (off set: 2,5V)

-  $f_{ev} = 0,39$  (V/cm)-  $f_{eH} = 2,4$  (s/cm)

- N = 05

- PCIg = - 0,16 V

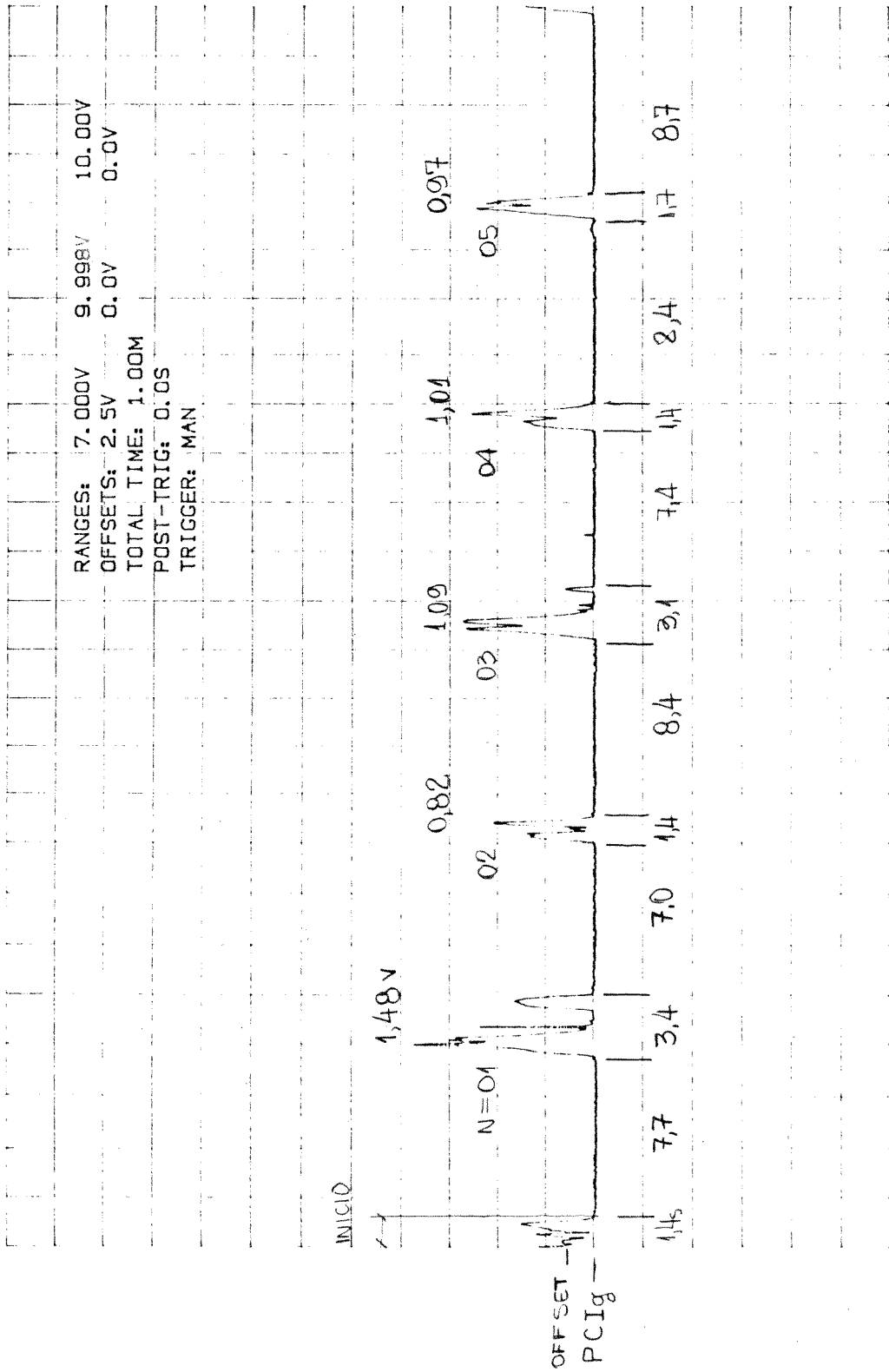
N	$t_p$ (s)	$t_s$ (s)	$\vartheta_{op}$ (V)
01	3,4	7,7	1,48
02	1,4	7,0	0,82
03	3,1	8,4	1,09
04	1,4	7,4	1,01
05	1,7	8,4	0,97

	$T_{pt}$	$T_{st}$	
	11,0	38,9	49,9
$T_{rt}$	-----	10,1 *	10,1
	$T_t$		60,0

\* foram rejeitados os 1,4 segundos que antecedem o início da marcha e os 8,7 segundos que precedem o último passo.

GRÁFICO 08

PROTÓTIPO 1: TESTE COM PACIENTE



## GRÁFICO 09

## PROTÓTIPO 1: TESTE COM PACIENTE

## EEMc (malha aberta)

PCI : com o peso do corpo do paciente apoiado sobre a perna direita +0,30 V, e sobre a perna esquerda 0 V.

PL : - 0,20 V

Canal 1: sinal transdutor patelar (off set: 2,5V)

-  $f_{\text{ev}} = 0,39$  (V/cm)

-  $f_{\text{eH}} = 2,4$  (s/cm)

- N = 05

- PCIg = - 0,16 V

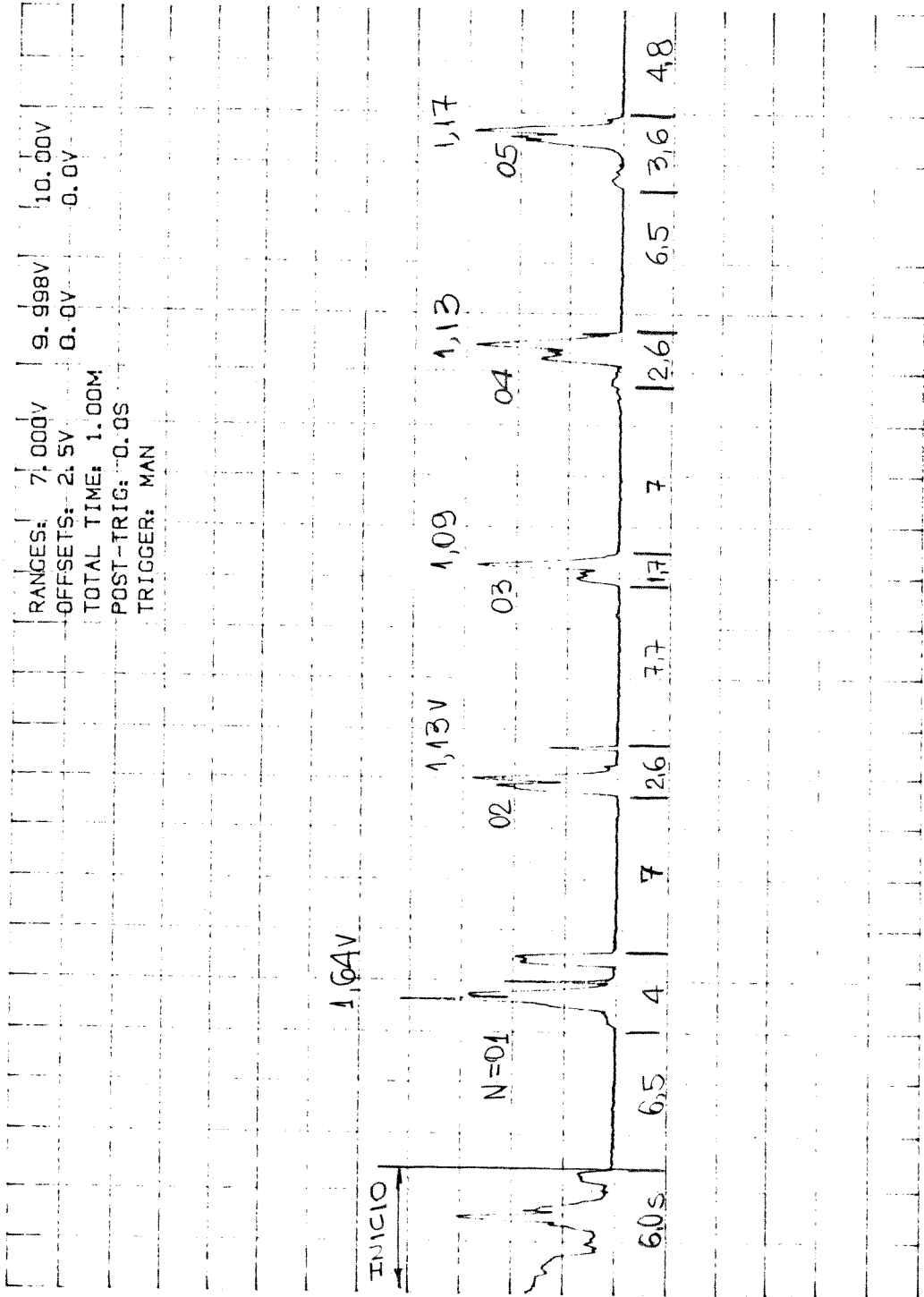
N	$t_p$ (s)	$t_s$ (s)	$\theta_{op}$ (V)
01	4,0	6,5	1,64
02	2,6	7,0	1,13
03	1,7	7,7	1,09
04	2,6	7,0	1,13
05	3,6	6,5	1,17

	$T_{pt}$	$T_{st}$	
	14,5	34,7	49,2
Trt	-----	10,8 *	10,8
	$T_t$		60,0

\* foram rejeitados os 6,0 segundos que antecedem a marcha e os 4,8 segundos que precedem o último passo.

GRÁFICO 09

PROTÓTIPO 1: TESTE COM PACIENTE



## GRÁFICO 10

## PROTÓTIPO 1: TESTE COM PACIENTE

EEMc (malha aberta)

PL : - 0,20 V

Canal 1: sinal transdutor patelar (off set: 2,5V)

-  $f_{ev} = 0,38$  (V/cm)-  $f_{eH} = 7,2$  (s/cm)

- N = 11

- PClg = - 0,16 V

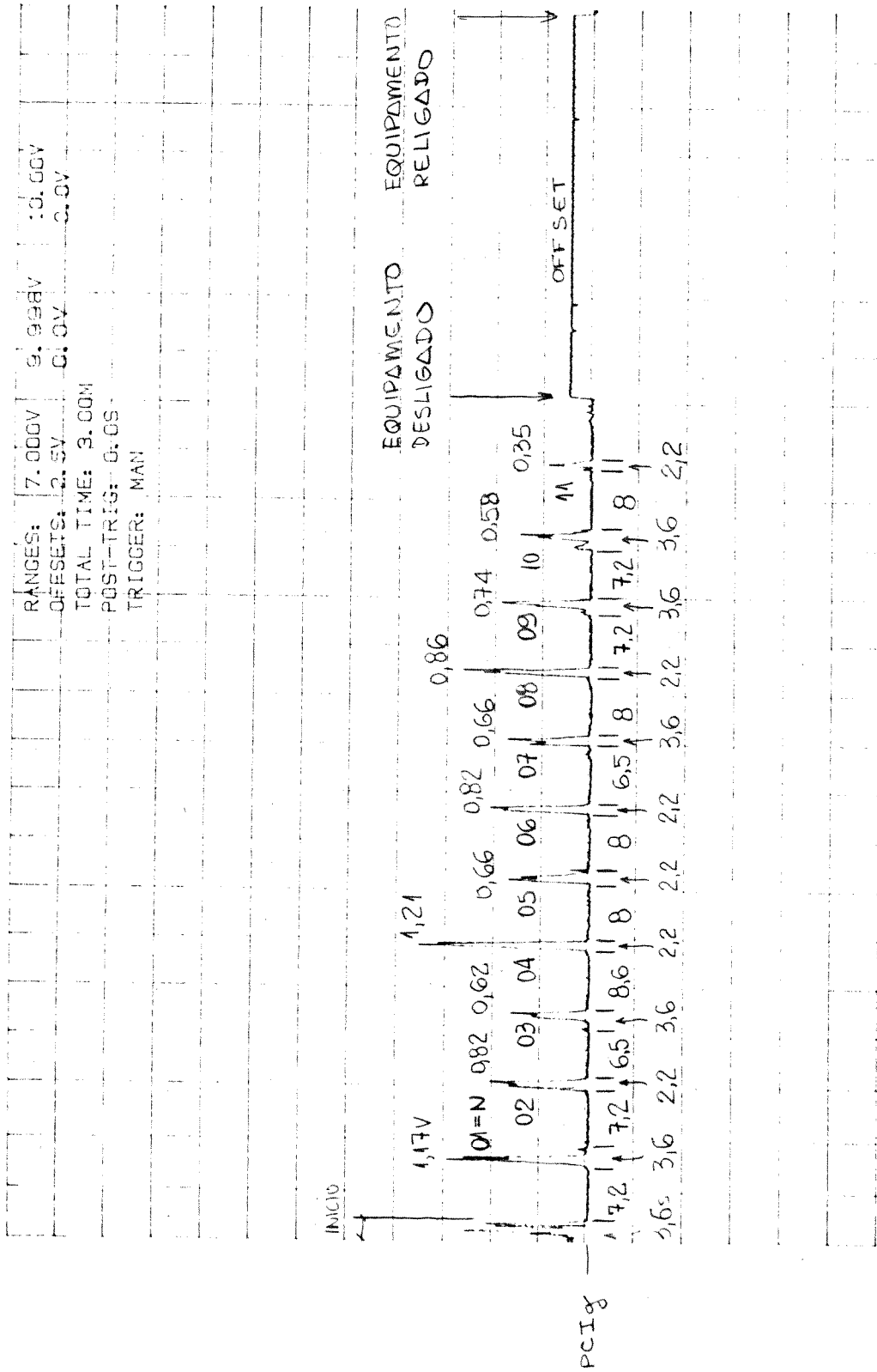
N	$t_p$ (s)	$t_s$ (s)	$\vartheta_{op}$ (V)
01	3,6	7,2	1,17
02	2,2	7,2	0,82
03	3,6	6,5	0,62
04	2,2	8,6	1,21
05	2,2	8,0	0,66
06	2,2	8,0	0,82
07	3,6	6,5	0,66
08	2,2	8,0	0,86
09	3,6	7,2	0,74
10	3,6	7,2	0,58
11	2,2	8,0	0,35

	$T_{pt}$	$T_{st}$	
	31,2	82,4	113,6
$T_{rt}$	-----	66,4 *	66,4
	$T_t$		180,0

\* foram rejeitados os 3,6 segundos que antecedem a marcha e os 62,8 segundos que precedem o último passo, sendo que o equipo foi desligado aos 126 segundos de gravação.

GRÁFICO 10

PROTÓTIPO 1: TESTE COM PACIENTE



## GRÁFICO 11

## PROTÓTIPO 2: TESTE COM PACIENTE

## 02 EEP (malha aberta)

Canal 1: sinal micro-chave Calcânhar pé dir. (off set: 9,0V)

-  $f_{ev} = 1,66$  (V/cm)      -  $f_{eH} = 1,2$  (s/cm)

Canal 2: s. controle CCL extensão perna dir. (off set: 0,5V)

-  $f_{ev} = 0,83$  (V/cm)      -  $f_{eH} = 1,2$  (s/cm)

Canal 3: sinal transdutor patelar (off set: 3,5V)

-  $f_{ev} = 0,55$  (V/cm)      -  $f_{eH} = 1,2$  (s/cm)

-  $N = 03$       -  $PClg = - 0,27$  V

-  $LP = + 0,44$  V

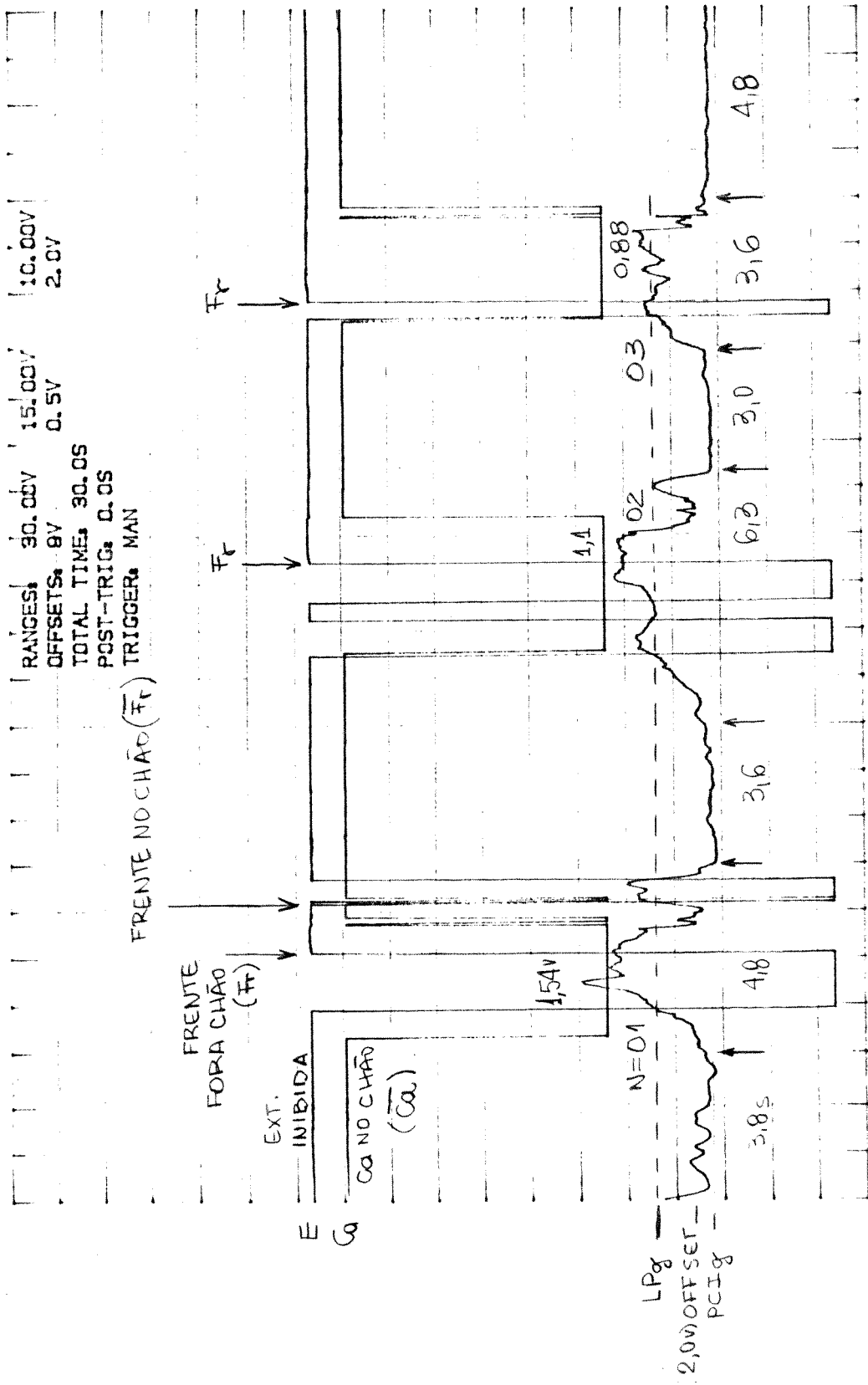
TRANSDUTOR PATELAR				CALCANHAR	
N	$t_p$ (s)	$t_s$ (s)	$\varnothing_{op}$ (V)	$t_p$ (s)	$t_s$ (s)
01	4,8	3,6	1,54	3,0	7,0
02	6,3	3,0	1,15	3,4	4,9
03	3,6	4,8	0,88	2,8	5,0
	$T_{pt}$	$T_{st}$		$T_{pt}$	$T_{st}$
	14,7	11,4	26,1	9,2	16,9
Trt	-----	3,8 *	3,8		
	$T_t$		30,0		

\* foram rejeitados os 3,8 segundos que antecedem a marcha.



GRÁFICO 11

PROTÓTIPO 2: TESTE COM PACIENTE



## GRÁFICO 12

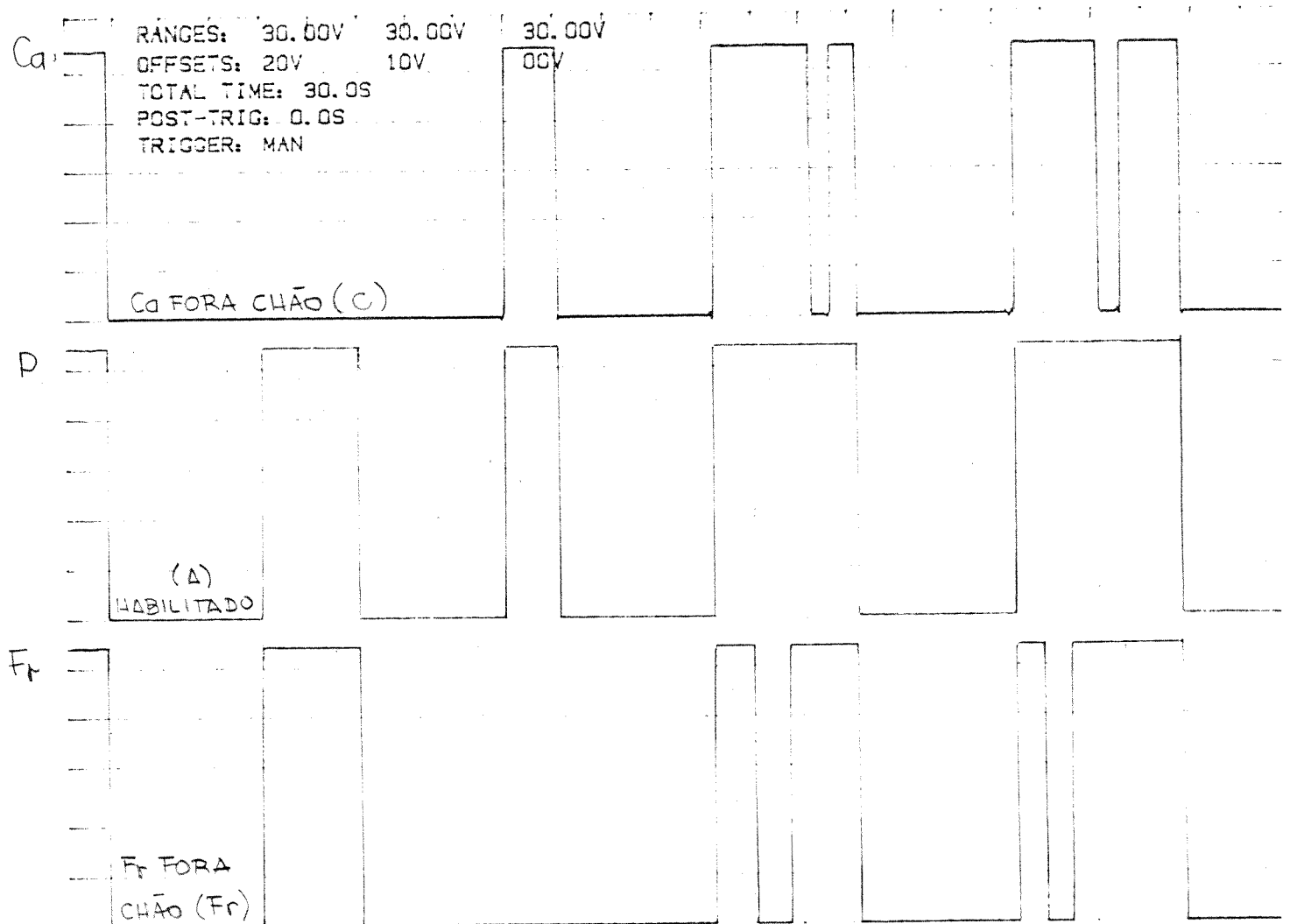
## PROTÓTIPO 2: TESTE EM BANCADA

01 EEP (m.fechada, chave manual interrupção não pressionada)

Canal 1: sinal micro-chave Calcanhar pé dir. (off set: 20,0V)

Canal 2: s. controle CCL passo perna dir. (off set: 10,0V)

Canal 3: sinal micro-chave Frente pé dir. (off set: 0,0V)

-  $f_{ev} = 1,66$  (V/cm)-  $f_{eH} = 1,2$  (s/cm)

## GRÁFICO 13

## PROTÓTIPO 2: TESTE EM BANCADA

01 EEP (m.fechada, chave manual interrupção não pressionada)

Canal 1: sinal micro-chave Calcanhar pé dir. (off set: 14,0V)

Canal 2: s. controle CCL passo perna dir. (off set: 0,5V)

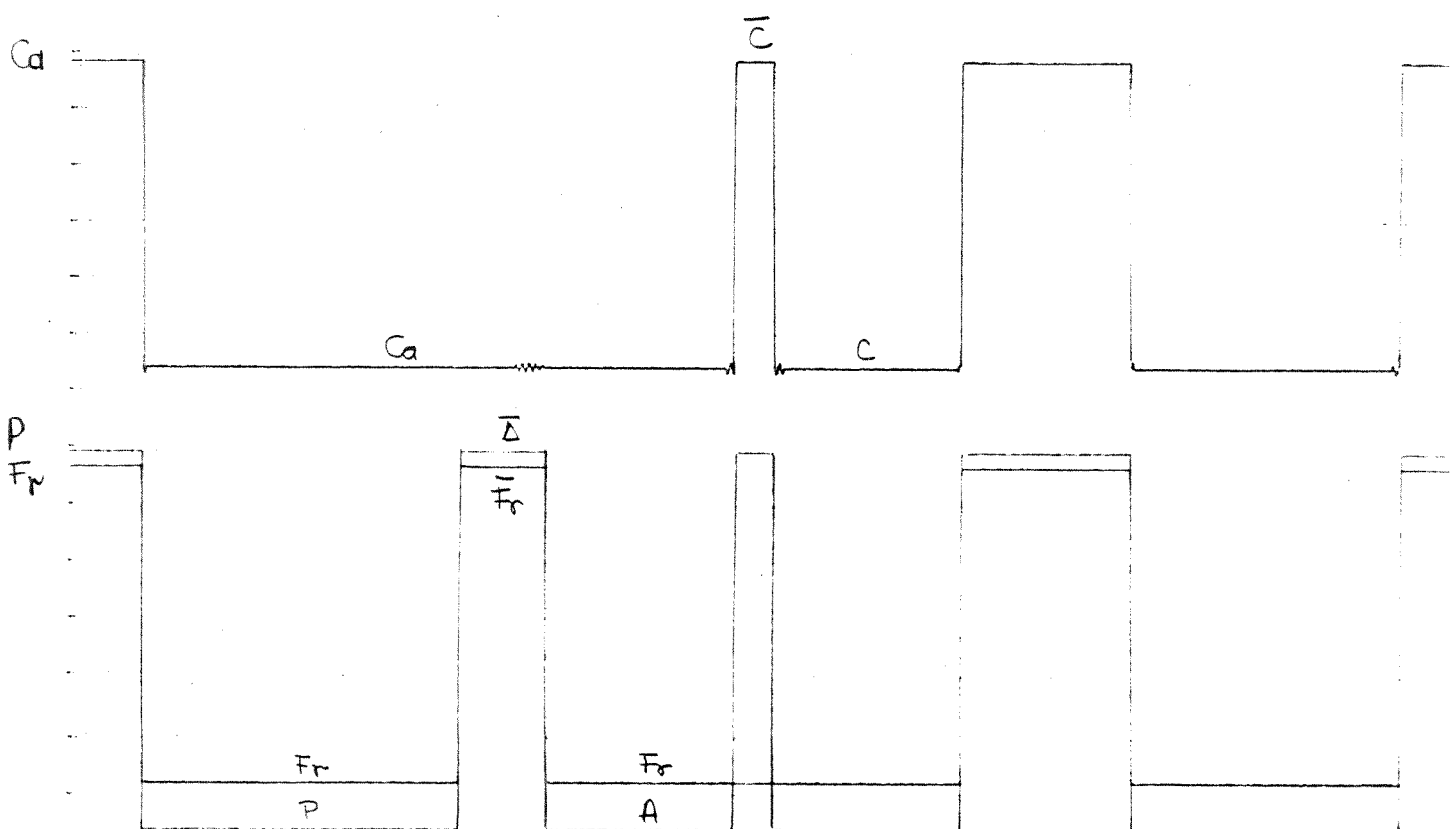
-  $f_{ev} = 1,38$  (V/cm)

Canal 3: sinal micro-chave Frente pé dir. (off set: 2,0V)

-  $f_{ev} = 1,66$  (V/cm)

-  $f_{eH} = 1,2$  (s/cm)

RANGES: 30.00V 25.00V 30.00V  
 OFFSETS: 14V 0.5V 2.0V  
 TOTAL TIME: 30.0S  
 POST-TRIG: 0.0S  
 TRIGGER: MAN



## GRÁFICO 14

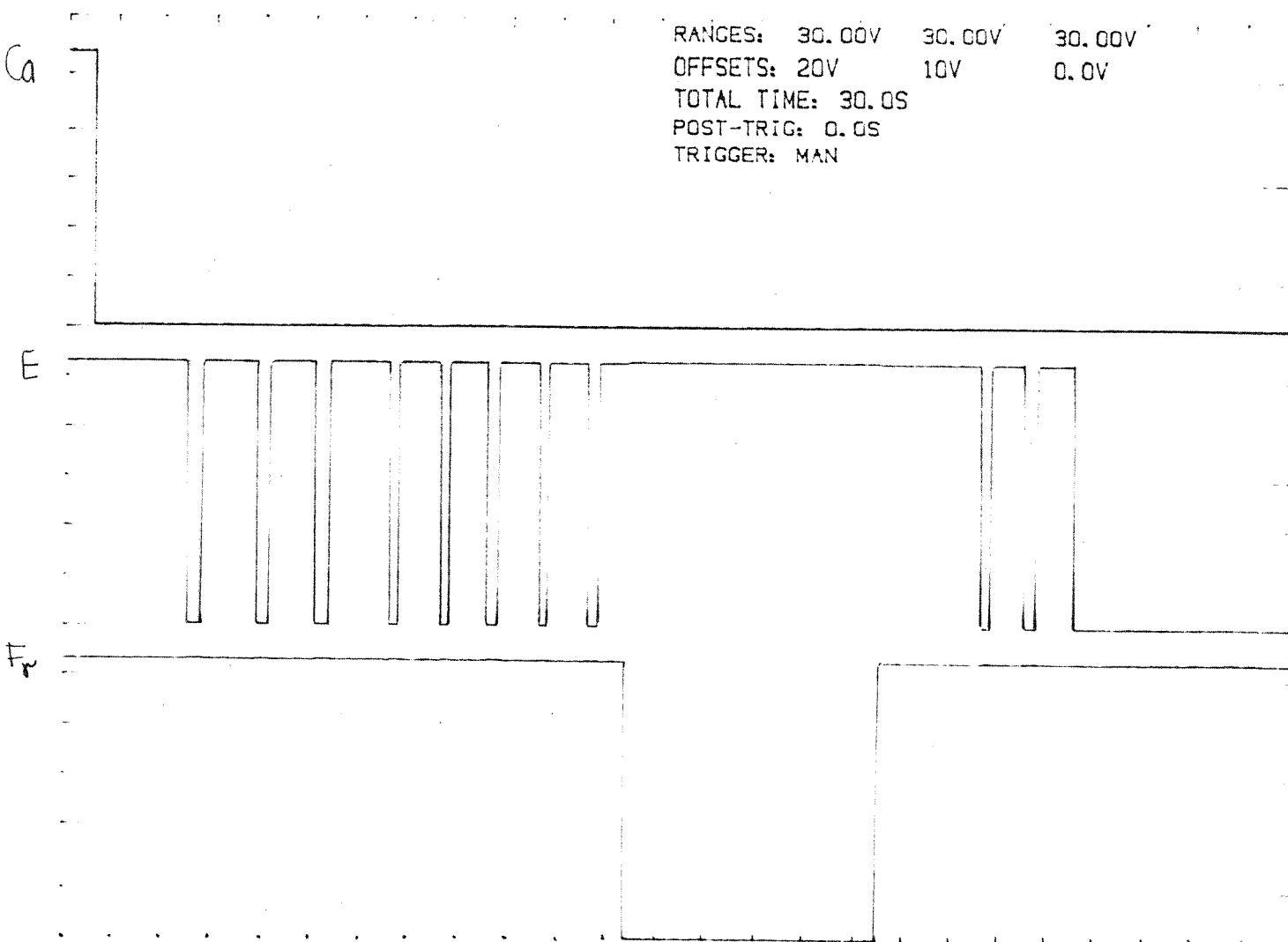
## PROTÓTIPO 2: TESTE EM BANCADA

01 EEP (m.fechada, chave manual interrupção não pressionada)

Canal 1: sinal micro-chave Calcanhar pé dir.(off set: 20,0V)

Canal 2: s. controle CCL extensão perna dir.(off set: 10,0V)

Canal 3: sinal micro-chave Frente pé dir. (off set: 0,0V)

-  $f_{\text{eV}} = 1,66$  (V/cm)-  $f_{\text{eH}} = 1,2$  (s/cm)

## GRÁFICO 15

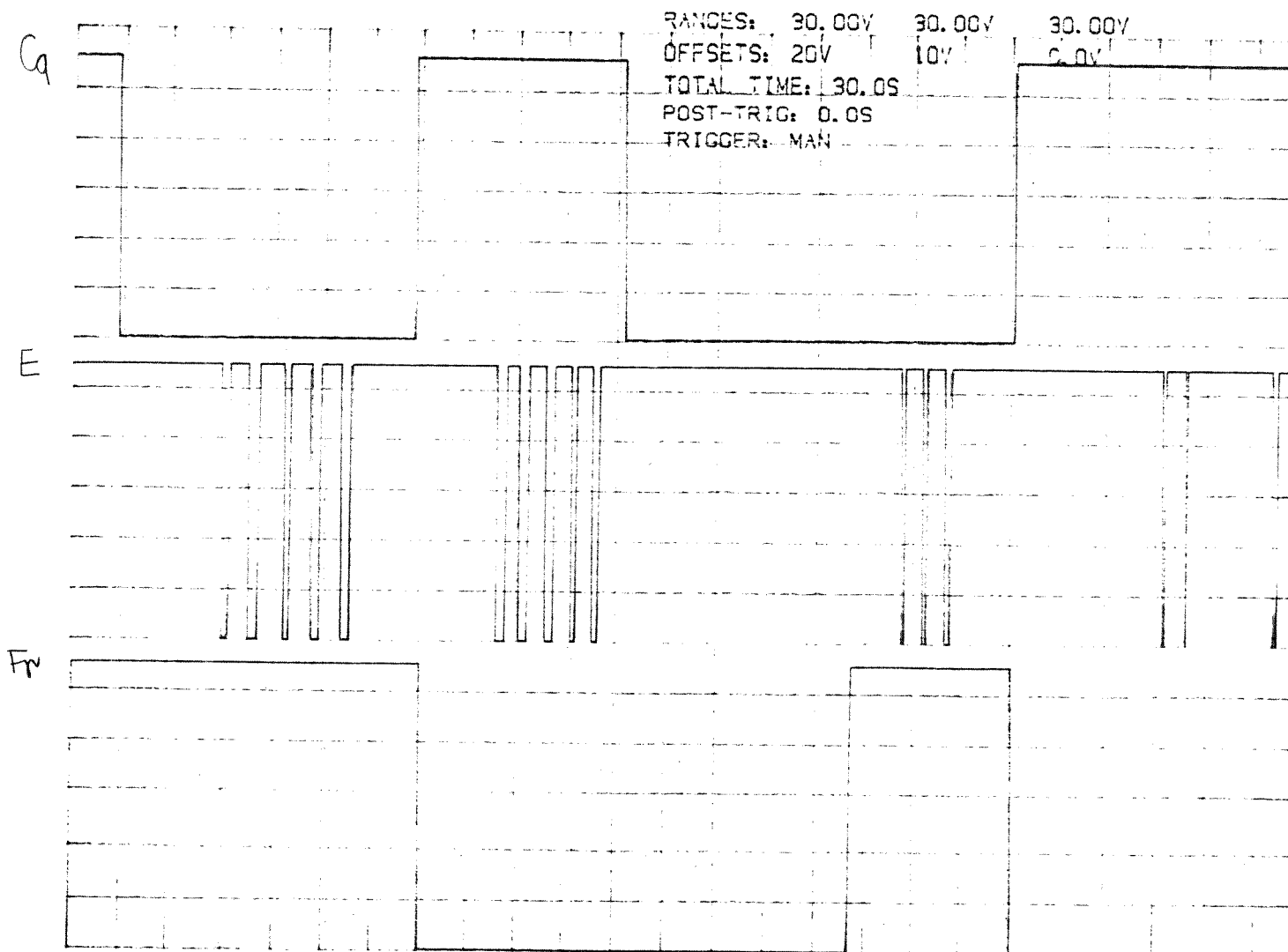
## PROTÓTIPO 2: TESTE EM BANCADA

01 EEP (m.fechada, chave manual interrupção não pressionada)

Canal 1: sinal micro-chave Calcanhar pé dir.(off set: 20,0V)

Canal 2: s. controle CCL extensão perna dir.(off set: 10,0V)

Canal 3: sinal micro-chave Frente pé dir. (off set: 0,0V)

-  $f_{ov} = 1,66$  (V/cm)-  $f_{eH} = 1,2$  (s/cm)

## GRÁFICO 16

## PROTÓTIPO 2: TESTE EM BANCADA

011 IEEP (m.fechada, chave manual interrupção não pressionada)

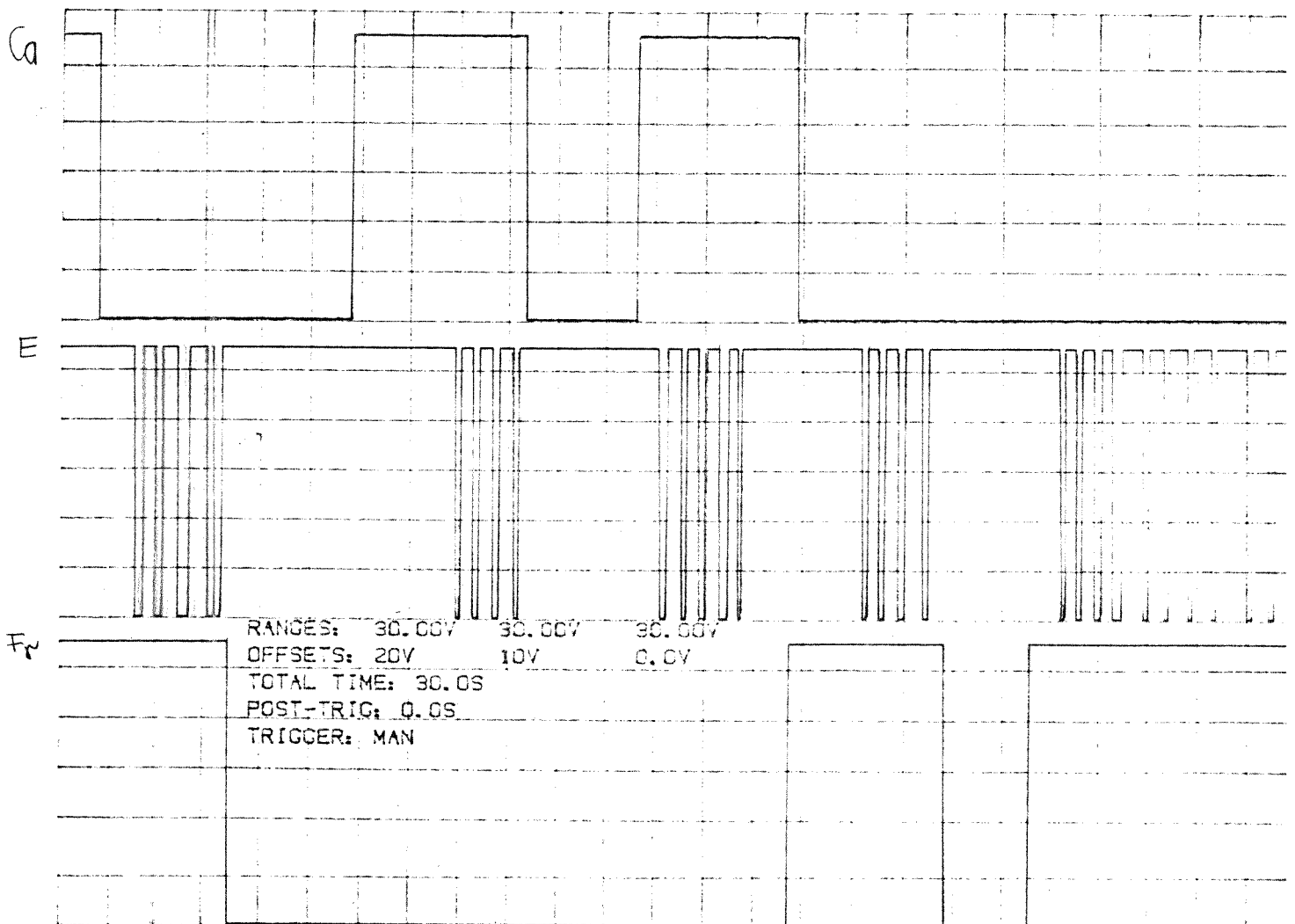
Canal 1: sinal micro-chave Calcanhar pé dir.(off set: 20,0V)

Canal 2: s. controle CCL extensão perna dir.(off set: 10,0V)

Canal 3: sinal micro-chave Frente pé dir. (off set: 0,0V)

-  $f_{\text{ov}} = 1,66$  (V/cm)

-  $f_{\text{oh}} = 1,2$  (s/cm)



## GRÁFICO 17

## PROTÓTIPO 2: TESTE COM PACIENTE

01 EEP (perna dir., m.fech, chave man. int. não pressionada)

01 EEP (perna esq., m.aberta com chaveamento manual)

Canal 1: sinal micro-chave Calcânhar pé dir.(off set: 20,0V)

Canal 2: s. controle CCL extensão perna dir.(off set: 10,0V)

Canal 3: s. controle CCL passo perna dir. (off set: 0,0V)

-  $f_{ev} = 1,66$  (V/cm)

-  $f_{eH} = 1,2$  (s/cm)

- N = 04

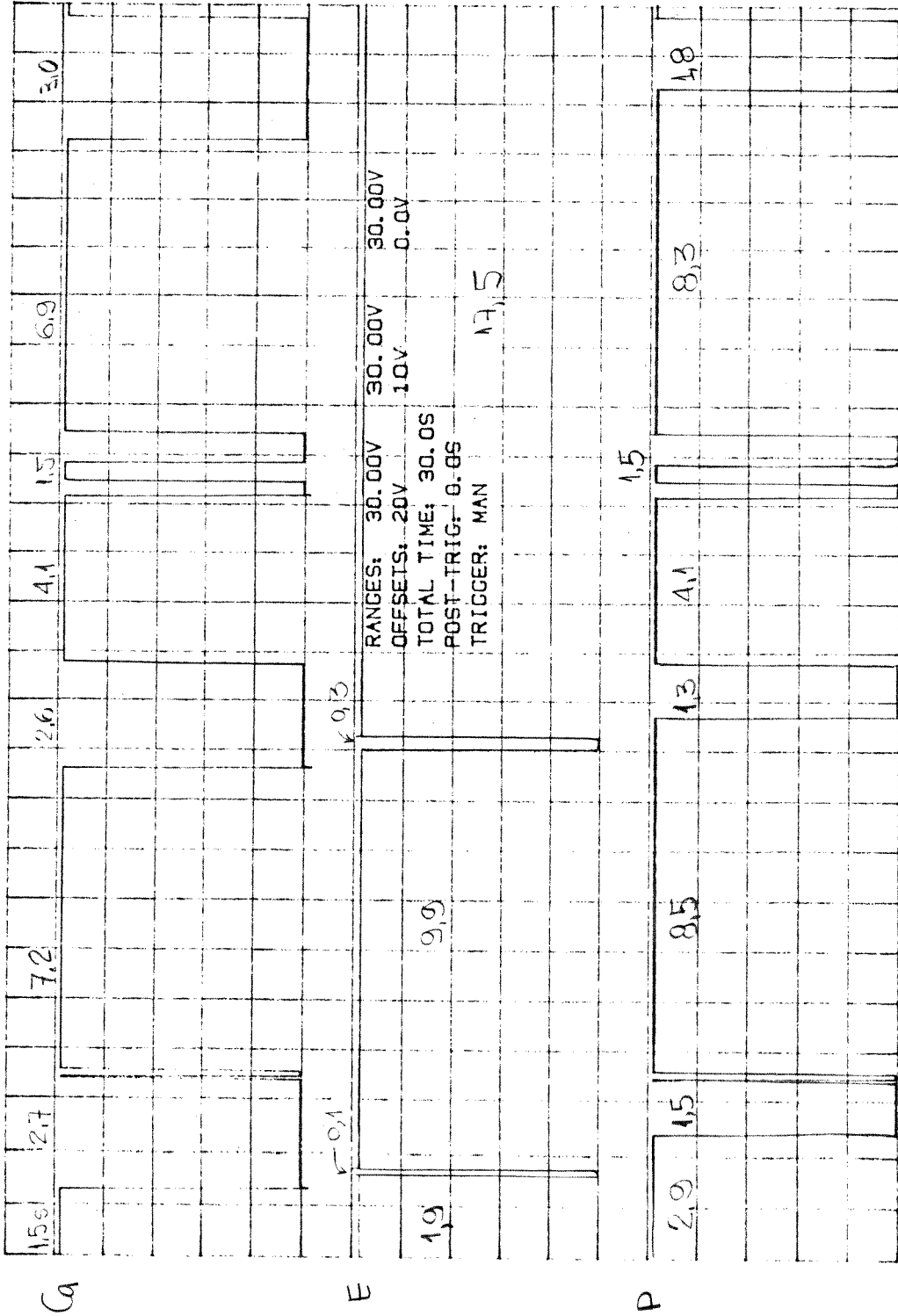
N	CALCANHAR		EXTENSÃO		PASSO	
	$t_p$ (s)	$t_s$ (s)	HABILIT	INIBI	HABILIT	INIBI
01	2,7	1,5	0,1	1,9	1,5	2,9
02	2,6	7,2	0,3	9,9	1,3	8,5
03	1,5	4,1	-----	17,5	1,5	4,1
04	3,0	6,9	-----		1,8	8,3

	$T_{pt}$	$T_{st}$	
	9,8	19,7	29,5
Trt	-----	0,5 *	0,5
	$T_t$		30,0

\* foram rejeitados os 0,5 segundos que precedem o último passo.

GRÁFICO 17

PROTÓTIPO 2: TESTE COM PACIENTE





## GRÁFICO 18

## PROTÓTIPO 2: TESTE COM PACIENTE

01 EEP (perna dir., m. fech, chave man. int. não pressionada)

01 EEP (perna esq., m. aberta com chaveamento manual)

Canal 1: sinal micro-chave Calcanhar pé dir. (off set: 20,0V)

Canal 2: s. controle CCL extensão perna dir. (off set: 10,0V)

Canal 3: s. controle CCL passo perna dir. (off set: 0,0V)

-  $f_{ev} = 1,66$  (V/cm)-  $f_{eH} = 2,4$  (s/cm)

- N = 05

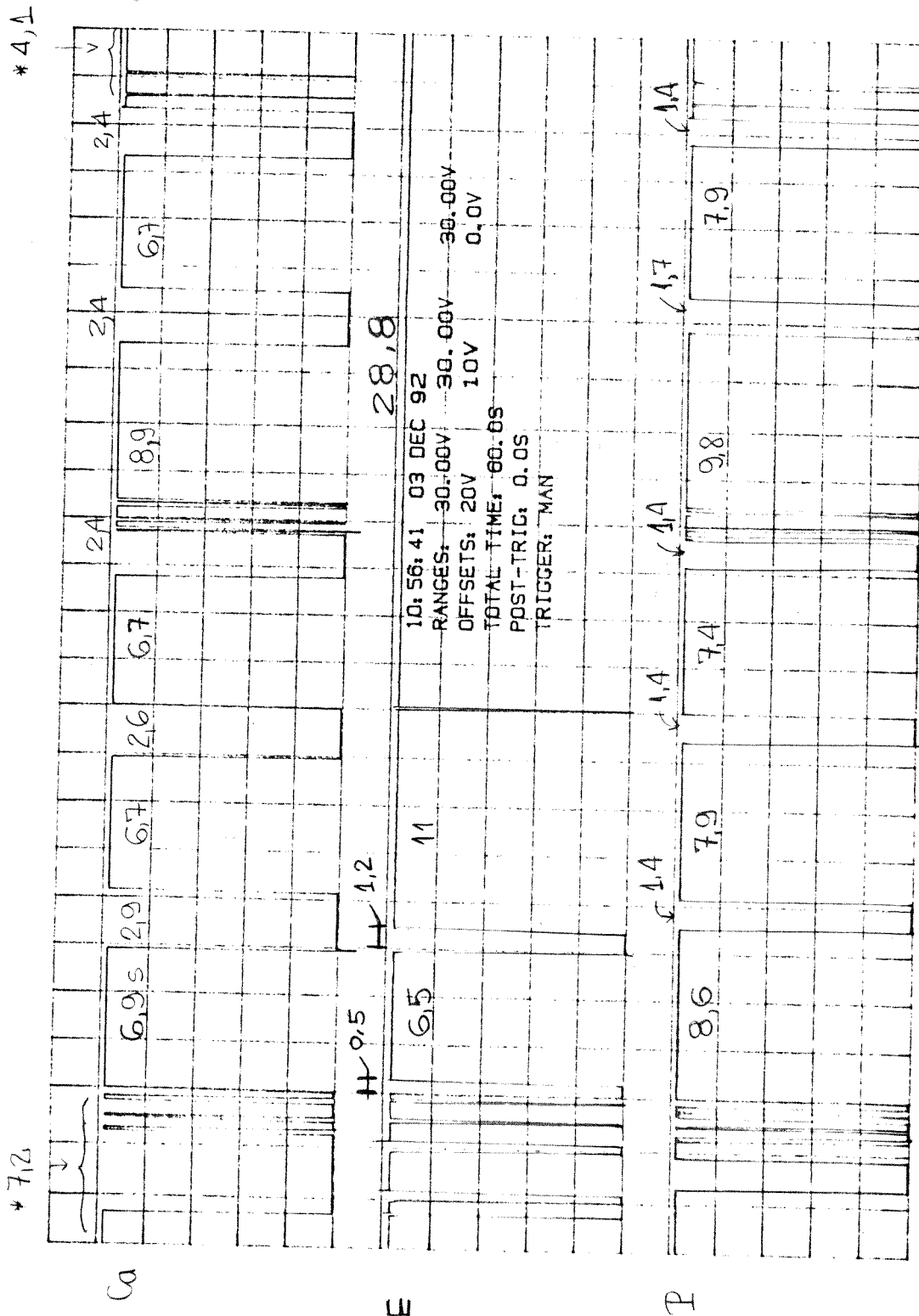
N	CALCANHAR		EXTENSÃO		PASSO	
	$t_p$ (s)	$t_e$ (s)	HABILIT	INIBI	HABILIT	INIBI
01	2,9	6,9	0,5	6,5	1,4	8,6
02	2,6	6,7	1,2	11,0	1,4	7,9
03	2,4	6,7	-----	28,8	1,4	7,4
04	2,4	8,9	-----		1,7	9,8
05	2,4	6,7	-----		1,4	7,9

	$T_{pt}$	$T_{et}$	
	12,7	36,0	48,7
Trt	-----	11,3 *	11,3
	$T_t$		60,0

\* foram rejeitados os 7,2 segundos que iniciam a marcha e os 4,1 segundos que precedem o último passo.

GRÁFICO 18

PROTÓTIPO 2: TESTE COM PACIENTE



## GRÁFICO 19

## PROTÓTIPO 2: TESTE COM PACIENTE

01 EEP (perna dir., m.fech, chave man. int. não pressionada)

01 EEP (perna esq., m.aberta com chaveamento manual)

Canal 1: sinal micro-chave Calcânhar pé dir.(off set: 20,0V)

Canal 2: s. controle CCL extensão perna dir.(off set: 10,0V)

Canal 3: sinal transdutor patelar (off set: 1,0V)

-  $f_{ev} = 1,66$  (V/cm) canais 1 e 2-  $f_{ev} = 0,55$  (V/cm) canal 3-  $f_{eH} = 1,2$  (s/cm)-  $N = 02$ -  $PClg = - 0,27$  V $PLg = - 0,86$  V-  $ILPg = + 0,49$  V

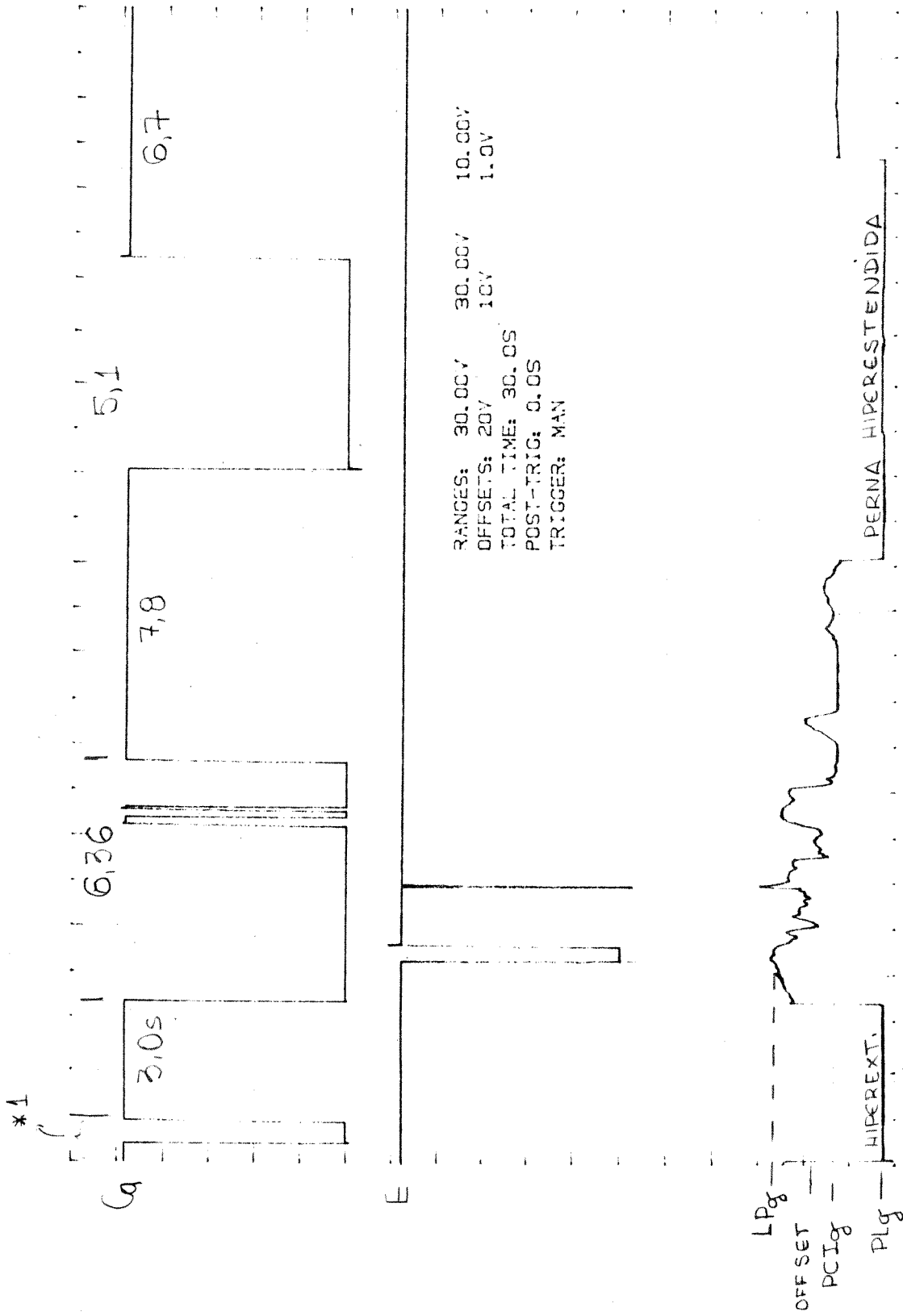
CALCANHAR		
N	$t_p$ (s)	$t_s$ (s)
01	6,3	3,0
02	5,1	7,8
03	-----	6,7

		$T_{pt}$	$T_{st}$	
		11,5	17,5	29,0
$T_{rt}$	-----	1,0 *		1,0
$T_t$				30,0

\* foram rejeitados os 1,0 segundos que iniciam a marcha.

GRÁFICO 19

PROTÓTIPO 2: TESTE COM PACIENTE



## GRÁFICO 20

## PROTÓTIPO 2: TESTE COM PACIENTE

01 EEP (perna dir., m.fech, chave man. int. não pressionada)

01 EEP (perna esq., m.aberta com chaveamento manual)

Canal 1: sinal micro-chave Calcanhar pé dir.(off set: 20,0V)

Canal 2: s. controle CCL extensão perna dir.(off set: 10,0V)

Canal 3: sinal transdutor patelar (off set: 1,0V)

-  $f_{ev} = 1,66$  (V/cm) canais 1 e 2

-  $f_{ev} = 0,55$  (V/cm) canal 3

-  $f_{eH} = 2,4$  (s/cm)

- N = 05

-  $PCIg = - 0,27$  V                       $PLg = - 0,83$  V

-  $LPg = + 0,33$  V

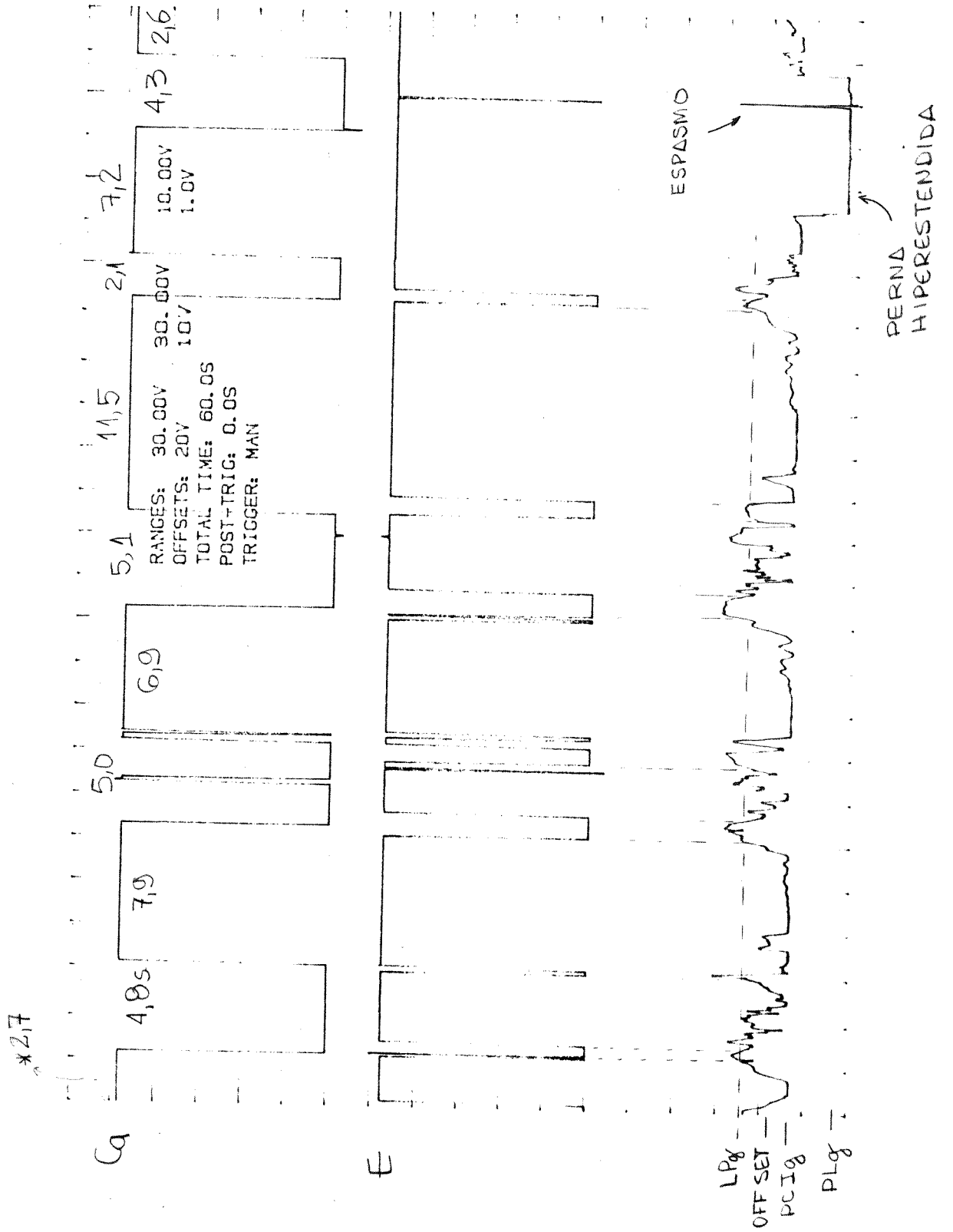
CALCANHAR		
N	$t_p$ (s)	$t_e$ (s)
01	4,8	7,9
02	5,0	6,9
03	5,1	11,5
04	2,1	7,2
05	4,3	2,6

		$T_{pt}$	$T_{et}$
		21,1	36,2
			57,3
$T_{rt}$	-----	2,7 *	2,7
$T_t$			60,0

\* foram rejeitados os 2,7 segundos que iniciam a marcha.

GRÁFICO 20

PROTÓTIPO 2: TESTE COM PACIENTE



## GRÁFICO 21

## PROTÓTIPO 2: TESTE COM PACIENTE

01 EEP (perna dir., m.fech, chave man. int. não pressionada)

01 EEP (perna esq., m.aberta com chaveamento manual)

Canal 1: sinal micro-chave Calcânhar pé dir.(off set: 20,0V)

Canal 2: s. controle CCL passo perna dir.(off set: 10,0V)

Canal 3: sinal transdutor patelar (off set: 1,0V)

-  $f_{ev} = 1,66$  (V/cm) canais 1 e 2

-  $f_{ev} = 0,55$  (V/cm) canal 3

-  $f_{eH} = 2,4$  (s/cm)

- N = 07

- PLg = - 0,83 V

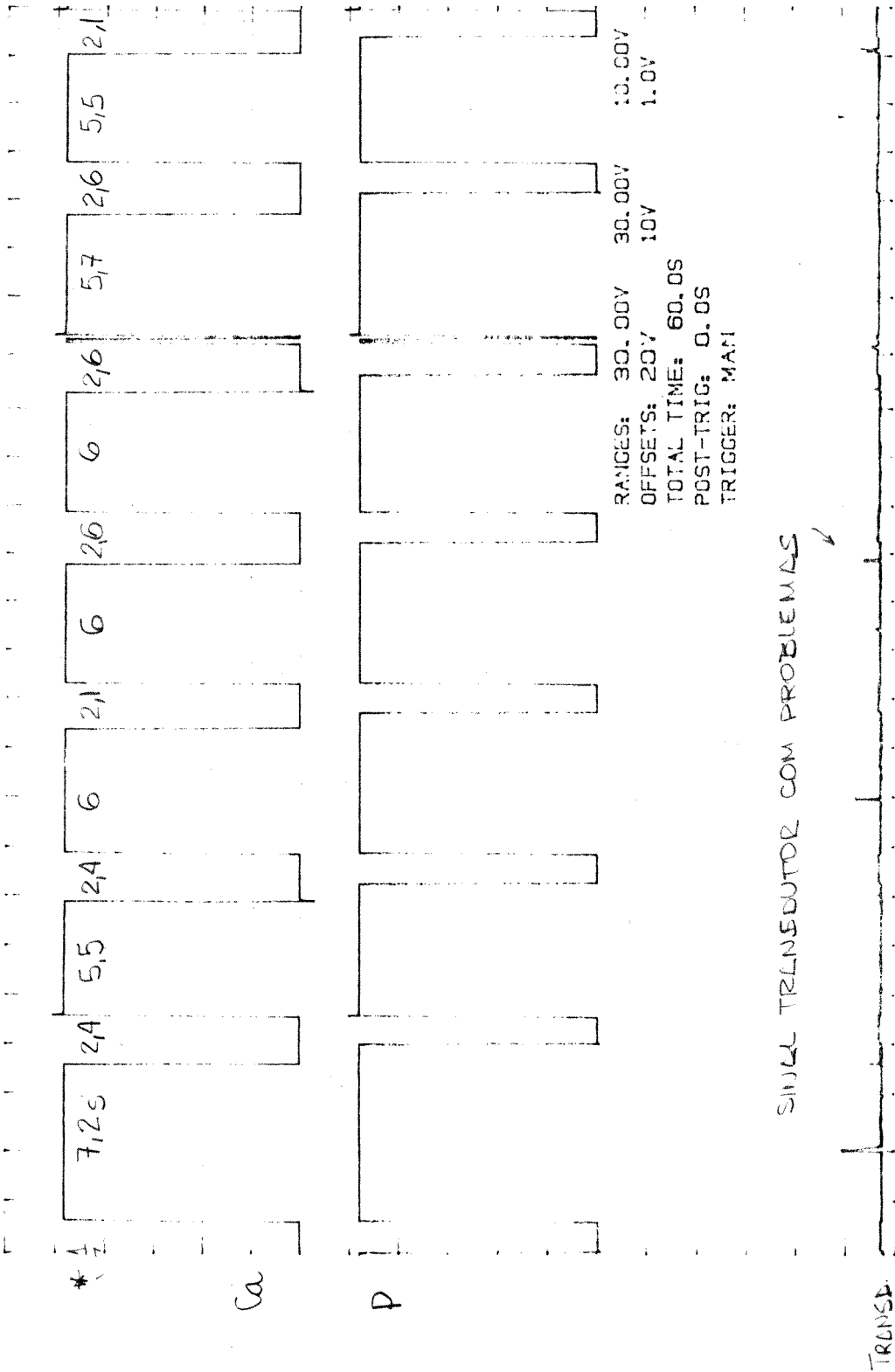
CALCANHAR		
N	$t_p$ (s)	$t_s$ (s)
01	2,4	7,2
02	2,4	5,5
03	2,1	6,0
04	2,6	6,0
05	2,6	6,0
06	2,6	5,7
07	2,1	5,5

\* foram rejeitados os 1,0 s  
iniciais.

		Tpt	Tst	
		17,0	42,0	59,0
Trt	-----	1,0 *		1,0
Tt				60,0

GRÁFICO 21

PROTÓTIPO 2: TESTE COM PACIENTE





## GRÁFICO 22

## PROTÓTIPO 2: TESTE COM PACIENTE

01 EEP (perna dir., m.fech, chave man. int. não pressionada)

01 EEP (perna esq., m.aberta com chaveamento manual)

Canal 1: sinal micro-chave Calcânhar pé dir.(off set: 20,0V)

Canal 2: s. controle CCL passo perna dir.(off set: 10,0V)

Canal 3: sinal transdutor patelar (off set: 1,0V)

-  $f_{ev} = 1,66$  (V/cm) canais 1 e 2

-  $f_{ev} = 0,55$  (V/cm) canal 3

-  $f_{eH} = 2,4$  (s/cm)

-  $N = 7$

-  $PLg = - 0,83$  V

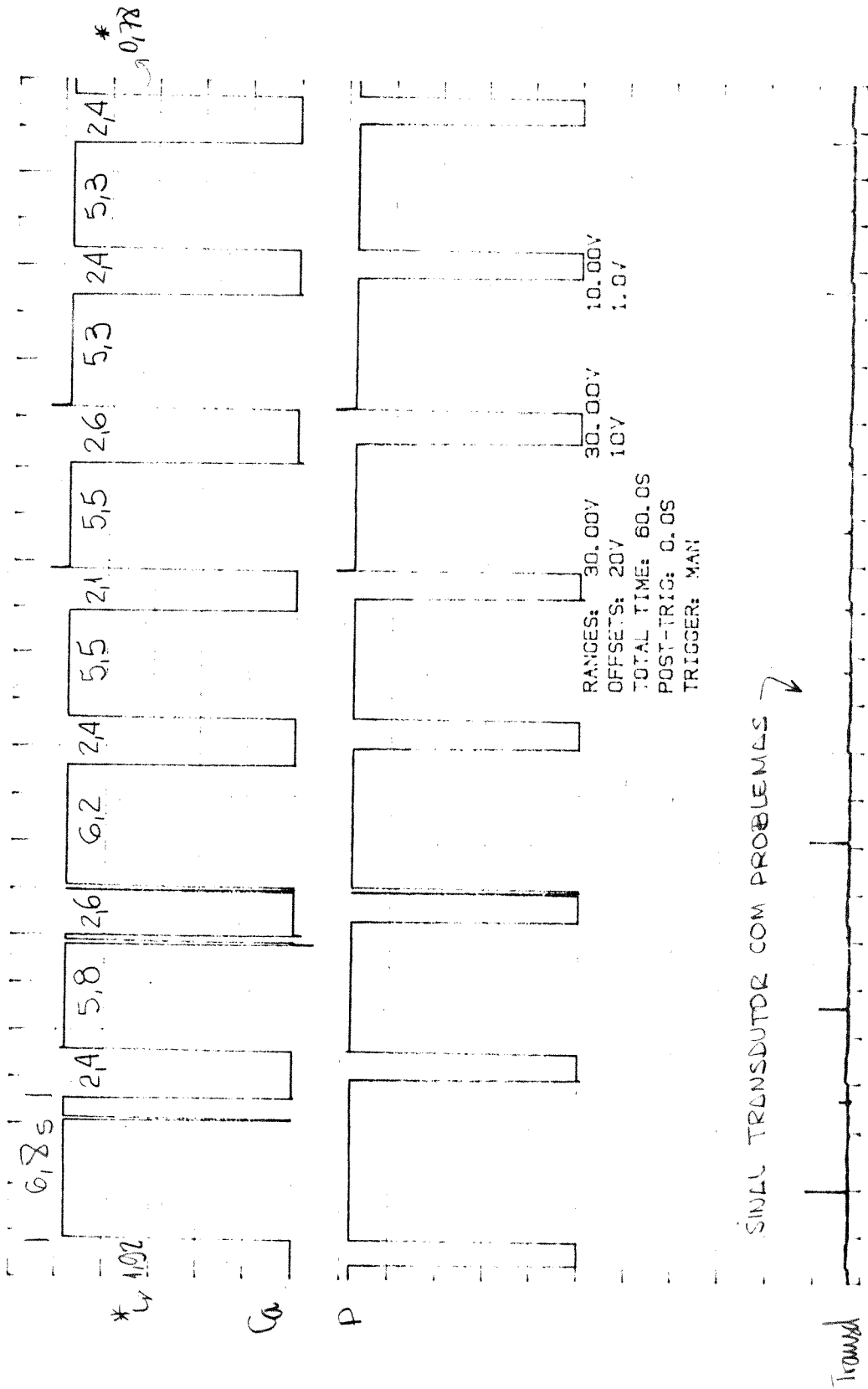
CALCANHAR		
N	$t_p$ (s)	$t_s$ (s)
01	2,4	6,8
02	2,6	5,8
03	2,4	6,2
04	2,1	5,5
05	2,6	5,5
06	2,4	5,3
07	2,4	5,3

\* foram rejeitados os 1,92 s  
iniciais e os 0,78 s finais

		$T_{pt}$	$T_{st}$
		16,9	40,4
		57,3	
Trt	-----	2,7 *	2,7
$T_t$			60,0

GRÁFICO 22

PROTÓTIPO 2: TESTE COM PACIENTE



## GRÁFICO 23

## PROTÓTIPO 2: TESTE COM PACIENTE

01 EEP (perna dir., m.fech, chave man. int. não pressionada)

01 EEP (perna esq., m.aberta com chaveamento manual)

Canal 1: sinal micro-chave Calcânhar pé dir.(off set: 20,0V)

Canal 2: s. controle CCL passo perna dir.(off set: 10,0V)

Canal 3: sinal transdutor patelar (off set: 1,0V)

-  $f_{ev} = 1,66$  (V/cm) canais 1 e 2

-  $f_{ev} = 0,47$  (V/cm) canal 3

-  $f_{eH} = 2,4$  (s/cm)

- N = 05

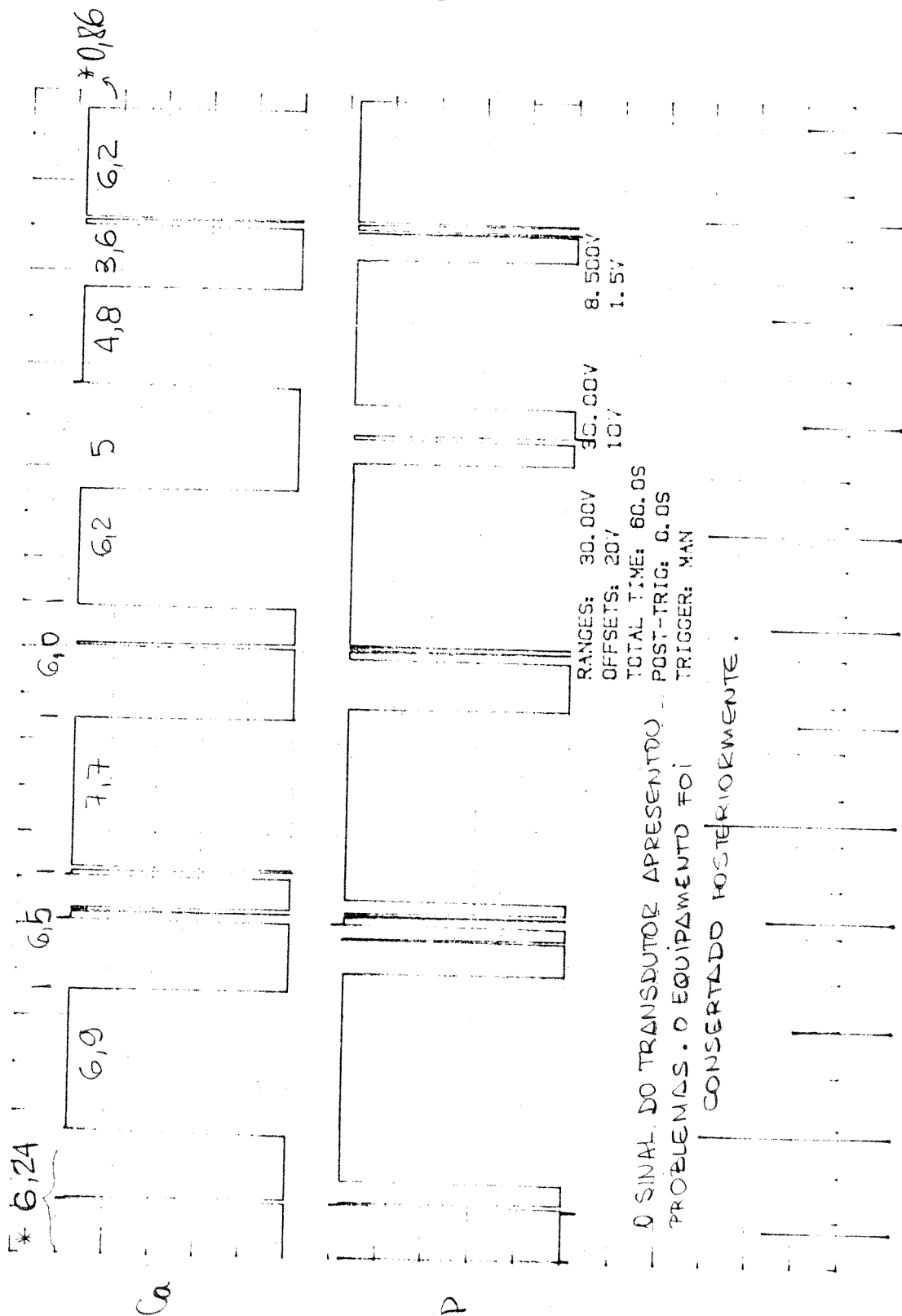
CALCANHAR		
N	$t_p$ (s)	$t_s$ (s)
01	6,5	6,9
02	6,0	7,7
03	5,0	6,2
04	3,6	4,8
05	-----	6,2

		$T_{pt}$	$T_{st}$	
		21,1	31,8	52,9
$T_{rt}$	-----	7,1 *	7,1	
$T_t$				60,0

\* foram rejeitados os 6,24 s que iniciam a marcha, e os 0,86 s finais

GRÁFICO 23

PROTÓTIPO 2: TESTE COM PACIENTE



## Capítulo VI

### DISCUSSÃO

As curvas foram analisadas tomando o sinal do transdutor patelar como referência para obtenção das fases da marcha: SUPORTE e BALANÇO (passo). Quando era possível comparava-se tais tempos com o obtido por outros sinais indicadores (calcanhar e frente do pé).

Normalmente o ser humano permanece 60% da marcha na fase de suporte e 40% na fase em balanço, qualquer variação obtida deve-se:

- a pequenos desvios na escolha do início e fim das fases sobre o sinal de referência (transd. pat.) nos gráficos.
- à resposta, propriamente dita, do paciente quanto à estimulação (fadiga, espasticidade).
- à seqüência temporal e à variação dos grupos musculares estimulados com o EEMc e ao tempo de acionamento do estímulo controlado manualmente pelo paciente quando em uso o EEP em malha aberta.

Quando se fala em malha aberta significa que a CLC não participa do controle da marcha, mas apenas o paciente controlando manualmente o disparo da estimulação elétrica.

O controle manual do disparo da estimulação elétrica era efetuado por chaveamento direto no EEP. Para inibir um canal do EEP bastava aterrar a porta de entrada desejada (o EEP possui dois canais independentes acionados por entradas separadas), e deixar a mesma em aberto para acioná-lo.

A saída de um canal (1) é ligada aos eletrodos colados sobre o ponto motor fibular (passo), enquanto que a do outro (2) é ligada sobre o ponto motor do quadríceps (extensão). Assim, o chaveamento direto habilitava o canal 1 (passo) enquanto bloqueava o canal 2 (extensão), e quando a chave era mantida livre, bloqueava o canal 1 habilitando o canal 2.

Desta forma era possível manter cada canal estimulando dois grupos musculares, para a execução do passo e da extensão de uma perna, alternadamente entre eles durante o chaveamento manual ou automático quando controlado pela CLC.

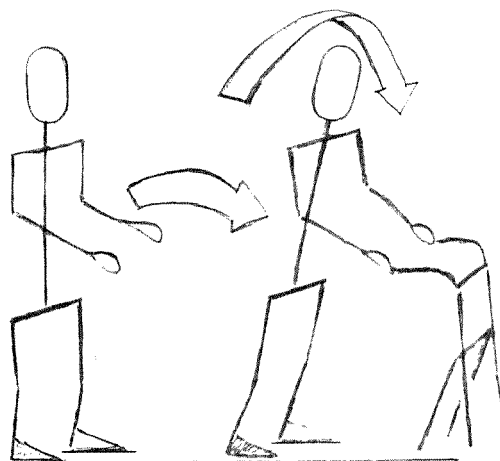
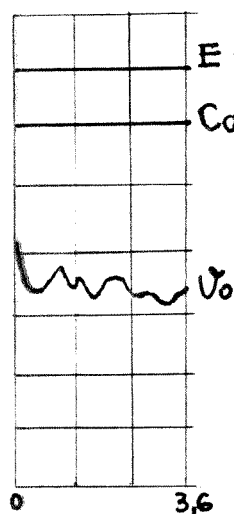
A interpretação dos gráficos, baseada nos sinais de controle da CLC, permite identificar a posição espacial do paciente dentro do ciclo da marcha. Como exemplo será analisado o gráfico 11 a seguir.

#### GRÁFICO 11 - 02 EEP EM MALHA ABERTA

- sinais obtidos da monitoração da CLC
- o paciente acionava manualmente os dois estimuladores elétricos através de chaveamento direto.

- Descrição:

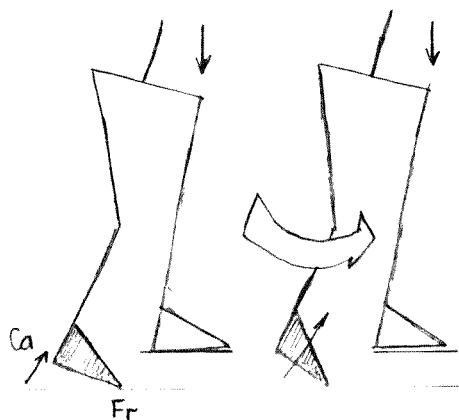
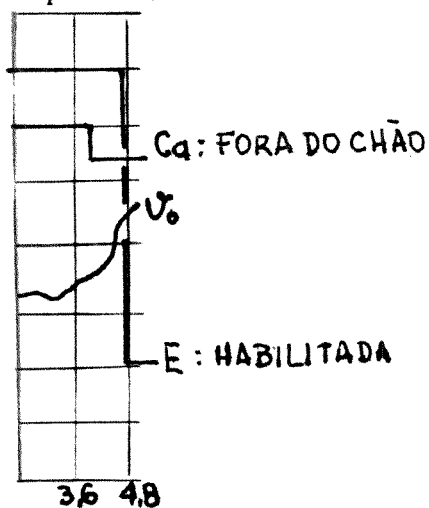
- 0 - 3,6 s: O paciente se inclina para frente no sentido da perna de suporte esquerda, liberando a direita para efetuar o passo.



EEM EM MALHA ABERTA

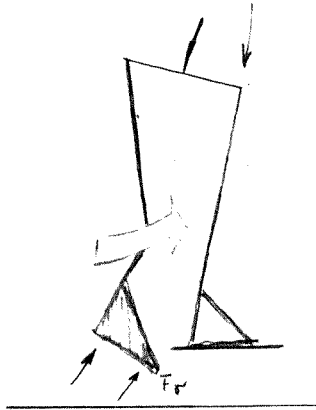
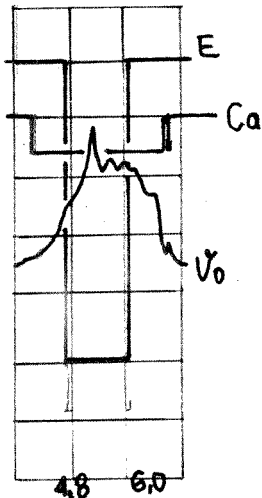
(A CLC registra que a perna esta estendida e o pé no chão)

- 3,6 - 4,8s: Neste intervalo de tempo a inclinação aliada à EEN para extensão da perna de suporte permitiu a saída do calcanhar do chão seguida da liberação da perna para o passo.



(Observa-se o sinal de extensão da CLC sendo acionado quando a perna atinge o limiar de disparo ajustado no protótipo).

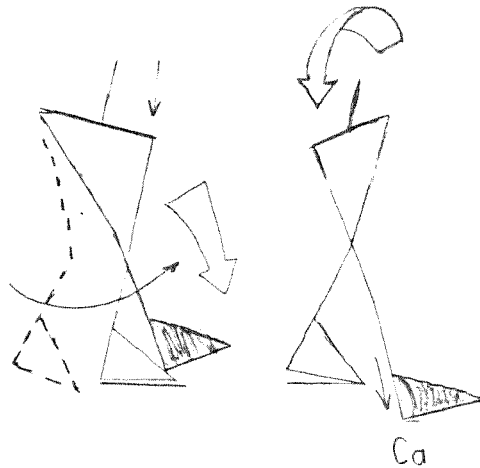
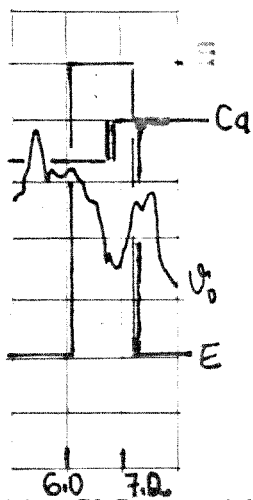
4,8 - 6,0s: Com o paciente mantendo a chave apertada, ainda ocorre a estimulação para o passo, observa-se que a perna continua fletindo. Em 6,0 segundos temos a saída da frente do pé do chão.



(O sinal de monitoramento da CLC continuaria habilitando a extensão até que ocorresse a saída completa do pé do chão (6,0s), quando então bloquearia a extensão e liberaria o passo).

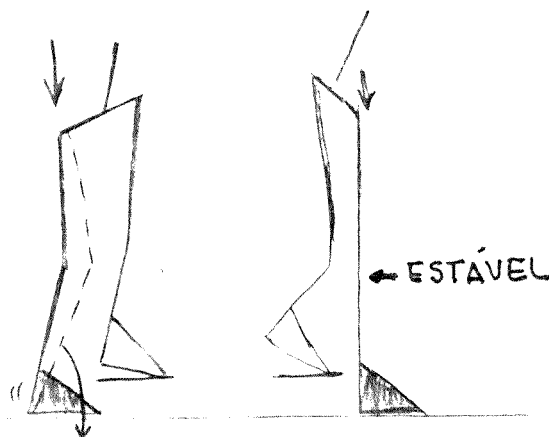
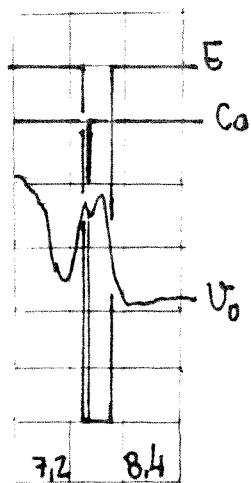
6,0 - 7,2s: Neste momento o passo foi efetuado pelo paciente, ele manualmente para de estimular a perna (liberando a chave pressionada) e a mesma, por inércia, se estende em direção ao solo ocorrendo o toque do calcanhar no chão. A troca de suporte se ocorre, iniciando a sustentação pela perna esquerda, como se percebe pelo aumento do sinal do transdutor em 7,2s.





(A CLC continuaria a permitir o passo, indo iniciar a estimulação para extensão quando a flexão da perna atingisse novamente o limiar, o que ocorre poucos tempo após 7,2s)

7,2 - 8,4s: A perna continua a fletir, ocorre o toque da frente do pé no chão, como pode ser inferido pelos sinais do calcanhar (leve oscilação) juntamente com o sinal da extensão da CLC estar habilitado (somente ocorre quando o pé está totalmente apoiado no chão e se atinge o limiar). Como a perna ainda se encontra sob a ação do estímulo para extensão, a resposta ao estímulo vence a transferência de peso sobre a perna e a mesma passa a ser de sustentação a partir de 8,4s.



(Com pé totalmente apoiado no chão, quando o limiar fosse atingido a CLC liberaria o sinal de extensão da perna).

A partir de 8,4s inicia-se o passo da perna esquerda, e o mesmo já está concluído em 13,2s. Neste momento, a troca de suporte já se efetuou (agora a de sustentação é novamente a perna esquerda) e o paciente inicia nova flexão com a perna direita, para executar um passo, aplicando a EEN.

Dos gráficos, além da interpretação espacial do paciente durante a marcha, informações quantitativas são obtidas: tempo de suporte e passo, frequência, pressão de contato inicial, limiar, etc.

Então, a avaliação dos gráficos 01 a 23 permite a construção da Tabela IV e da Tabela V, onde ainda foram acrescentados os tempos do chaveamento do calcanhar.

Na Tabela IV e V, observando os resultados do Gráfico II, nota-se que o tempo de suporte é menor que o do passo no sinal do transdutor, enquanto o tempo de suporte é maior que o do passo no sinal do calcanhar.

Neste caso, adotar-se-á o tempo do sinal do calcanhar como referência e atribui-se a diferença do sinal do transdutor pelo pequeno desvio na escolha, sobre os registros gráficos, do início e fim das fases da marcha.

Transdutor Patelar				
GRAF. N <sup>o</sup>	Tst (%)	Tpt (%)	DESCRIÇÃO mab-malha aberta mf -malha fechada	COMENTÁRIO (P)asso (S)uporte
01	48,12	51,87	EEMc mab	P > S
02	43,23	56,77	EEMc mab	P > S
03	40,37	59,62	EEMc mab	P > S
04	60,11	39,89	EEMc mab	S > P
05	39,95	60,05	EEMc mab	P > S
06	-----	-----	EEMc mab	Desprezado
07	70,47	29,53	EEMc mab	S > P
08	77,95	22,04	EEMc mab	S > P
09	70,53	29,47	EEMc mab	S > P
10	72,54	27,46	EEMc mab	S > P
11	43,68	56,32	EEP mab	P > S

TABELA IV - Estudo da marcha do paciente considerando o sinal do transdutor patelar como referência para obtenção dos tempos das fases de suporte e balanço.

CALCANHAR				
GRAF. N <sup>o</sup>	T <sub>st</sub> (%)	T <sub>pt</sub> (%)	DESCRIÇÃO mab-malha aberta mf -malha fechada	COMENTÁRIO (P)asso (S)uporte
11	64,75	35,25	EEP mab	S > P
17	66,78	33,22	EEP mf	S > P
18	73,92	26,08	EEP mf	S > P
19	60,34	39,66	EEP mf	S > P
20	63,17	36,83	EEP mf	S > P
21	71,18	28,82	EEP mf	S > P
22	70,51	29,49	EEP mf	S > P
23	60,11	39,89	EEP mf	S > P

TABELA V - Estudo da marcha do paciente considerando o sinal do calcânhar como referência para obtenção dos tempos das fases de suporte e balanço.

O transdutor sofre a ação da flexão da perna antes de ocorrer a saída do calcanhar do solo. E mesmo depois que ocorre o toque do calcanhar no solo decorre um certo tempo até que a frente do pé também o atinja (ou vice-versa), levando a perna ainda a fletir até que a extensão seja acionada e estabilize a postura. O transdutor também sofre a ação da flexão da perna depois que o pé está totalmente apoiado no solo.

Quanto aos Gráficos 1, 2, 3 e 5 os tempos de passo foram maiores que os de suporte devido à seqüência dos estímulos escolhida para o paciente, posteriormente foi adotada uma nova seqüência no EEMc otimizando a marcha, gráficos 7, 8, 9 e 10.

É importante aproximar os tempos das fases da marcha ao valor padrão de não-lesionados, 60% e 40%, uma vez que os pacientes não perderam a noção pessoal da qualidade da marcha. Em outras palavras, o paciente não suporta a lentidão provocada por um tempo de passo muito maior que o normal.

A confiabilidade na produção da marcha pelo sistema deve ser suficiente para que o paciente a execute sem medo de falhas físico-elétricas.

Assim, a adaptação progressiva do paciente ao sistema, durante as secções de marcha, levavam a uma melhor qualidade da mesma.

Os resultados indicam uma tendência do paciente a permanecer mais tempo que o normal na fase de suporte do que na fase em balanço, o que é razoável tratando-se de reabilitação por EEN se for considerado o cuidado com que o paciente executa a marcha. Entretanto, os tempos obtidos com o uso dos EEP são ainda menores (no suporte) do que àqueles com o uso do EEMc, demonstrando que quando o paciente possui o controle do disparo da estimulação, a confiabilidade na execução do passo é maior do que quando o mesmo é disparado automaticamente (EEMc em malha aberta).

Analisando os tempos de suporte e passo de cada ciclo dos N passos executados durante a secção de marcha em cada gráfico, pode-se calcular a cadência média e compará-la com a cadência de locomoção de uma pessoa normal, ou seja, 70 passos por minuto (1,16 p/s) em baixa locomoção até 130 passos por minuto (2,16 p/s) em rápida locomoção<sup>[21]</sup>.

Como pode ser observado nas Tabelas VI e VII, apesar da cadência da marcha do paciente estar abaixo do normal, por ele ser lesionado, o resultado é satisfatório dentro das suas possibilidades.

		Sinal Trans. Pat.		
GRAF. N <sup>o</sup>	Cméd. (p/s)	DESCRIÇÃO mab-malha aberta mf -malha fechada	COMENTÁRIO Tempo do (P)asso (S)uporte	
01	0,102	EEMc mab	P > S	
02	0,104	EEMc mab	P > S	
03	0,107	EEMc mab	P > S	
04	0,109	EEMc mab	S > P	
05	0,104	EEMc mab	P > S	
06	-----	EEMc mab	Desprezado	
07	0,102	EEMc mab	S > P	
08	0,100	EEMc mab	S > P	
09	0,102	EEMc mab	S > P	
10	0,097	EEMc mab	S > P	
11	0,115	EEMc mab	P > S	

\* p/s - passos por segundo

TABELA VI - Estudo da cadência média da marcha durante as secções com o paciente, considerando os sinais do transdutor patelar como referência.

		Sinal Calc.		
GRAF. N <sup>o</sup>	Cméd. (p/s)	DESCRIÇÃO mab-malha aberta mf -malha fechada	COMENTÁRIO Tempo do (P)asso (S)uporte	
11	0,115	EEP mab	S > P	
17	0,135	EEP mf	S > P	
18	0,102	EEP mf	S > P	
19	0,069	EEP mf	S > P	
20	0,087	EEP mf	S > P	
21	0,118	EEP mf	S > P	
22	0,122	EEP mf	S > P	
23	0,094	EEP mf	S > P	

\* p/s - passos por segundo

TABELA VII - Estudo da cadência média da marcha durante as secções com o paciente, considerando os sinais do calcanhar como referência.



Também observa-se nas tabelas anteriores que a cadência da marcha era, na maioria das vezes, melhor com o sistema em malha fechada do que com o em malha aberta.

Durante a execução do passo com o EEP em malha fechada, uma vez habilitado o passo a estimulação ocorrerá num tempo pré-definido (ajustado) no protótipo. Após isso, o estímulo é inibido e a perna continuará em movimento inercial caindo na direção do chão.

Pequenas diferenças poderão ocorrer quando o tempo ajustado for grande e a intensidade do estímulo ou a resposta ao mesmo não estiverem apropriadas, fazendo com que a perna toque o chão antes do tempo terminar. Neste caso, a CLC interrompe automaticamente o passo e habilita a extensão.

Por outro lado, quando o tempo ajustado for curto e o estímulo ou a resposta ao mesmo forem fortes, após o término da estimulação a perna ainda poderá estar se movimentando num sentido crescente por inércia, indo cair ao chão num tempo maior que o ajustado.

Resumindo, o ajuste do tempo não implica que ao seu término a perna estará no chão, e sim que a perna estará apta a fletir para tocar o chão, finalizando a fase de BALANÇO e iniciando a fase de SUPORTE da mesma.

Também pode-se observar nos gráficos algumas oscilações no chaveamento dos sinais do calcanhar e frente do pé devido ao pequeno curso de acionamento das mesmas e a sua localização sob a sola dos calçados.

Tais oscilações ocorrem pela forma com que o peso do paciente se distribui pela superfície da sola do calçado (Plano Anterior Posterior de Inclinações) e verifica-se também estar relacionado com a existência de hiperextensão na perna, que poderia ser corrigida com a cinta anti-hiperextensão.

Porém, com o aprendizado correto da locomoção ocorre a eliminação de tais oscilações bastando para isso que o paciente toque em primeiro lugar com o calcanhar no chão e posteriormente com a frente do pé, isto propicia o projetar-se para frente com o corpo corretamente durante o estímulo para o passo.

Os gráficos foram analisados quanto ao valor de pico da flexão da perna ( $\theta_{op}$ ) durante a marcha, os resultados apresentados na figura VI.1 indicam uma faixa que vai de 0,35 V a 1,67 V do sinal do transdutor (tomando como referência a PCI) onde existe uma grande concentração de valores obtidos. A faixa pode ser entendida como a variação angular do transdutor, produzida pela pura flexão da perna durante a marcha (descontado o valor da PCI), e utilizada para calcular a força  $F_y$  aplicada sobre o mesmo.

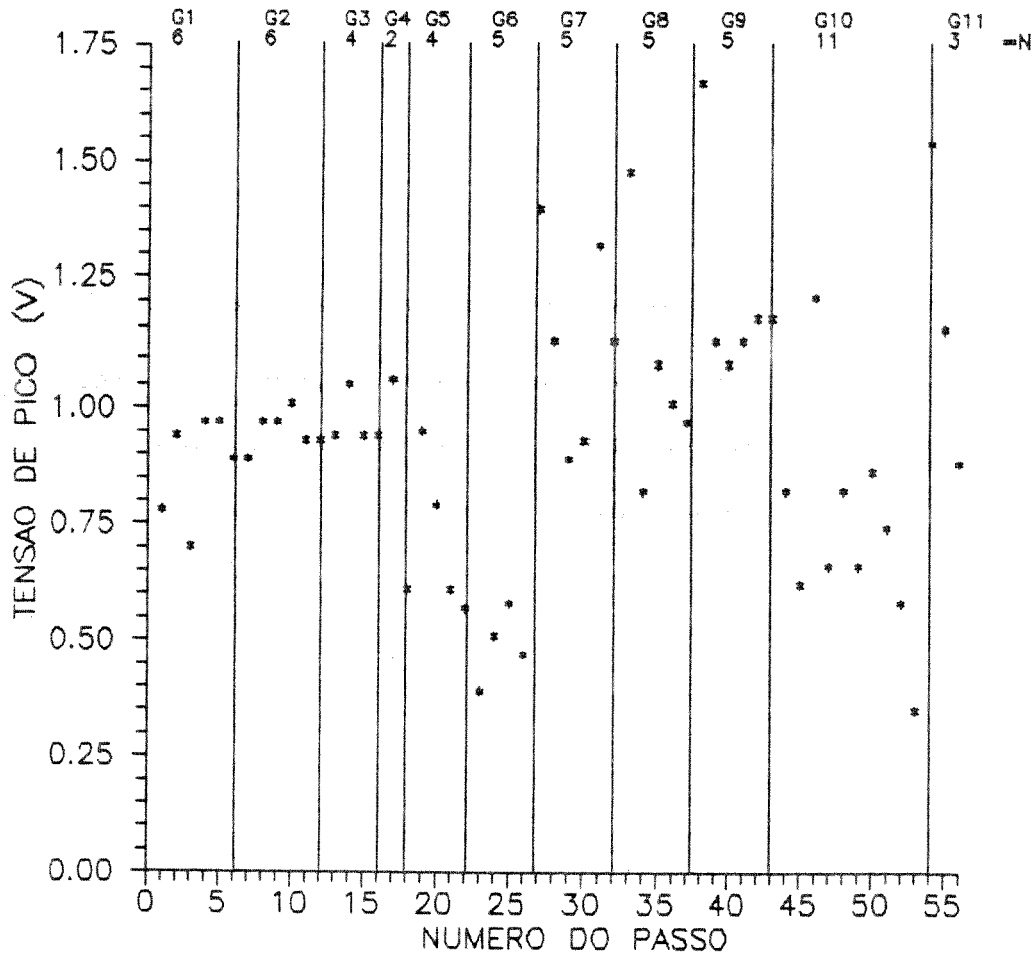


Figura VI.1 - Gráfico da tensão de pico  $\vartheta_{op}$  e o número de passos de cada experimento. As linhas verticais separam cada grupo de passos pertencentes ao gráfico em que foram obtidos os valores. Neste caso, tomou-se como referência para medir  $\vartheta_{op}$  o sinal da PCI.

Da equação 4.3, da TABELA II, e do gráfico anterior, pode-se calcular a força  $F_y$  registrada durante a marcha:

- menor valor :

$$F_y = 0,15 \times 0,35 = 0,0525 \text{ kgf, ou seja: } 52,5 \text{ gf.}$$

valor mais próximo na tabela:  $\theta \cong 2,08^\circ$

Aparentemente o valor está fora da faixa linear (62,28 gf a 412,28 gf). Entretanto, se adicionarmos o valor da PCI aplicada antes de se iniciar a marcha, constata-se que está dentro da faixa linear. O cálculo com o valor da PCI serve apenas para verificar se o transdutor está na faixa linear, como será visto a seguir, mas não para o valor de  $F_y$  produzida pelo paciente durante a marcha.

- maior valor :

$$F_y = 0,15 \times 1,67 = 0,25005 \text{ kgf, ou seja: } 250,5 \text{ gf.}$$

valor mais próximo na tabela:  $\theta \cong 8,29^\circ$

Portanto, os valores acima estão dentro da faixa estabelecida pelos valores aproximados em graus para o ângulo de deflexão da placa durante a marcha do paciente:

$$2,08^\circ < \theta > 8,29^\circ$$

No gráfico 10 que este 0,35 V foi o último passo dado pelo paciente, visualmente fadigando (notar a diminuição do valor de pico de tensão registrado), quando então, o equipamento foi desligado para descanso do mesmo.

Para análise dos resultados em relação a linearidade do transdutor, basta corrigir os valores de  $\theta_{op}$  adicionando a quantidade devida à PCI, figura VI.2.

Adicionar a quantidade devida à PCI implica em fazer uma releitura dos dados tomando como referência a tensão de placa livre gráfica (PLg). Analisando os valores dos gráficos obtêm-se a tabela VIII, onde foram adotados alguns valores para PL quando a mesma não foi medida.

O valor da PL se mantém constante até o gráfico 11, quando observa-se pelo aumento da PCI que o substrato apresentava-se um pouco alterado, ou, o circuito necessitava de uma nova calibração. Entretanto, a postura adotada foi de continuar os testes para verificação do transdutor nas piores condições, simulando o que aconteceria caso o mesmo estivesse em uso contínuo pelo paciente.

Constata-se pelo valor da PL nos gráficos seguintes, que os testes em bancada imprimiram um esforço maior sobre o sensor, produzindo um aumento significativo na mesma, como mostrado na tabela VIII.

GRAF. Nº	PCI (V)	PLg (V)	PL ADOTADA (V)
01	-0.19	-----	-0.2
02	-0.19	-----	-0.2
03	-0.19	-----	-0.2
04	-0.15	-0.2	-0.2
05	-0.19	-0.2	-0.2
06	-0.16	-0.2	-0.2
07	-0.16	-0.18	-0.2
08	-0.16	-0.19	-0.2

TABELA VIII - Estudo da linearidade do transdutor depois de vários testes com paciente. Adota-se a PCI, compensando qualquer erro efetuado na leitura gráfica da mesma.

GRAF. N <sup>o</sup>	PCI (v)	PLg (v)	PL ADOTADA (v)
09	-0.16	-0.2	-0.2
10	-0.16	-0.2	-0.2
11	-0.27	-----	-0.27
19	-0.27	-0.86	-0.83
20	-0.27	-0.83	-0.83
21	-0.83	-----	-0.83

TABELA VIII - Continuação.

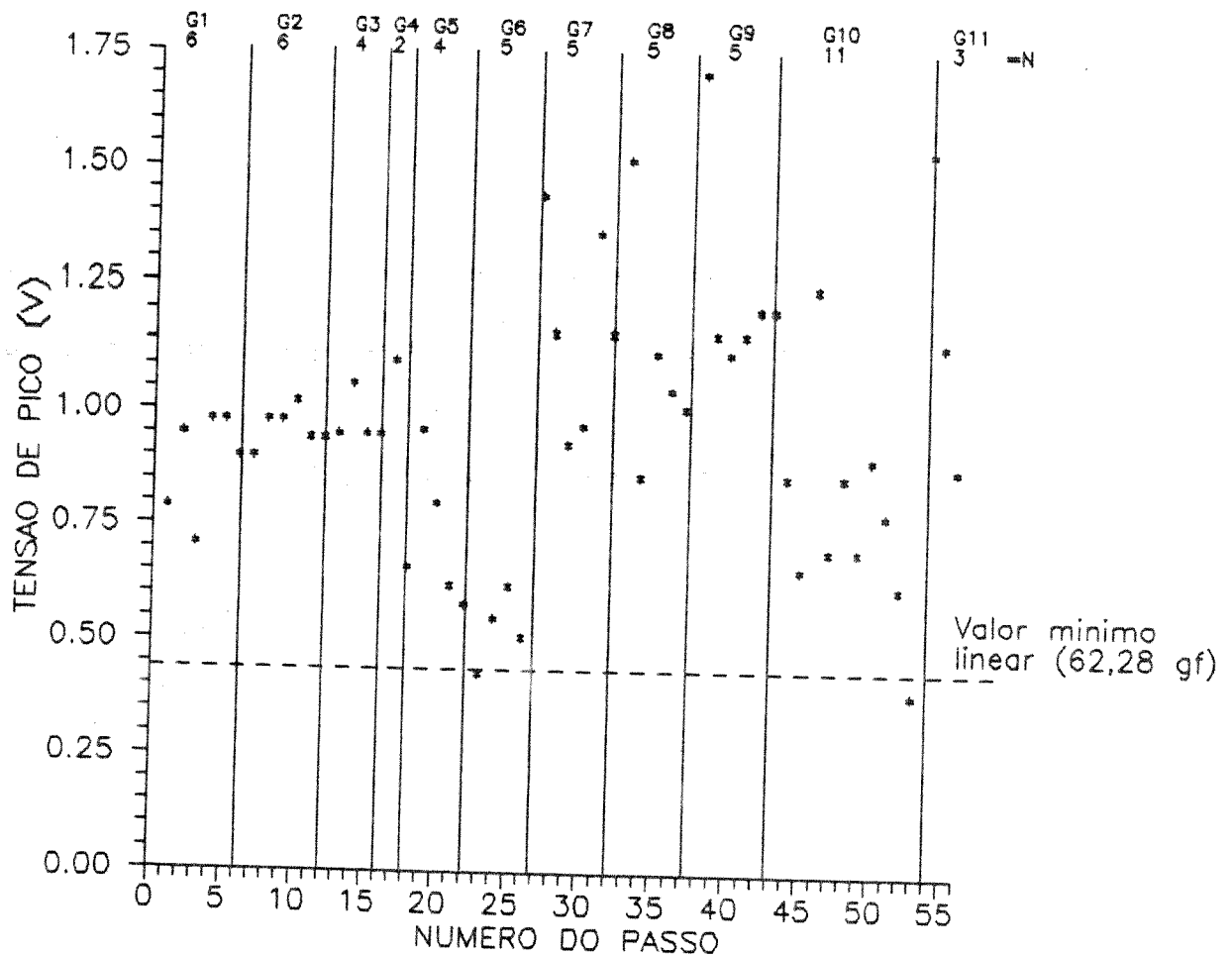


Figura VI.2 - Gráfico da tensão de pico  $\vartheta_{op}$  e o número de passos de cada experimento. As linhas verticais separam cada grupo de passos pertencentes ao gráfico em que foram obtidos os valores. Neste caso, tomou-se como referência para medir  $\vartheta_{op}$  o sinal da PL, e avalia-se a linearidade dos valores registrados.



Apesar de se localizar um mal funcionamento no equipamento nos últimos gráficos (22 e 23), e após correção do mesmo, os testes foram finalizados e constatou-se a necessidade de preparar um novo substrato sensor para o transdutor patelar.

Excepcionalmente o PROTÓTIPO II não possuía o controle do tempo para interrupção da estimulação de extensão, ver o décimo primeiro procedimento do item IV.1 do Capítulo V, uma vez que a perna sofria o travamento mecânico hiperestendida devido à não utilização da cinta anti-hiperextensão.

As tentativas de improvisar uma cinta anti-hiperextensão<sup>1</sup> com uma fita de pano com velcro não foram satisfatórias. Com o uso de tal cinta a estimulação deveria ser ajustada para evitar "repiques" da perna.

Nos gráficos ficou constatada a presença da hiperextensão e a mesma foi tolerada por se tratar de experimentos laboratoriais, entretanto, tal fato que também ocorre com a estimulação elétrica pura (sem auxílio mecânico de sustentação), não deve ser algo rotineiro e constante para que seja evitado, a longo prazo, os problemas de JUNTA DE CHARCOT.

---

(1) A órtese utilizada era adaptada de um AFO do paciente, como já mencionado, estando em confecção uma nova.

## CAPÍTULO VII

---

CONCLUSÃO E PROPOSTAS FUTURAS

---

## VII.1 - Conclusão

O Programa de Reabilitação implantado no HC da Unicamp pelo PhD Alberto Cliquet Jr trouxe para o Brasil a tecnologia realizada no primeiro mundo em sistemas Híbridos e EEN. Com o passar dos anos, sob sua orientação, nossos colegas conseguiram realizar grandes feitos no campo da EEN, como é o caso do EEMc. Entretanto, a estratégia ainda permanecia com estimulação elétrica em malha aberta. Este trabalho veio completar esta lacuna permitindo pela primeira vez a utilização na América Latina de sistemas Híbridos e EEN em malha fechada, atualizando a utilização dos EEP e abrindo o campo das técnicas de controle para futura implementação nos EEMc.

A Reabilitação com Estimulação Elétrica Neuromuscular e Sistema Híbrido vem sendo pesquisada como solução para a locomoção de pessoas com lesões medulares, de tal forma a reduzir a contínua estimulação elétrica dos membros, quando mantida mecanicamente travada a junta do joelho e outras se necessário, e aplicada a estimulação apenas para se efetuar o passo.

Entretanto, tal procedimento na maioria dos casos era realizado em malha aberta com o controle do disparo da estimulação elétrica efetuado pelo paciente através de chaves manuais. A marcha ficava "robotizada" e não era reduzida a fadiga dos membros superiores devida a necessidade do paciente em olhar o posicionamento dos membros inferiores para obter algum tipo de realimentação proprioceptiva.

Novas soluções foram buscadas no sentido de reduzir a fadiga. Muitos pesquisadores [2], [9] continuaram a insistir na locomoção por meio apenas de estimulação elétrica pura, sem utilização de órteses mecânicas para sustentação, trazendo novas contribuições para este tipo de abordagem, e outros [1], [3], [4], [5], [6], [7], partiram para o desenvolvimento de técnicas mais sofisticadas de controle para a reabilitação com sistemas Híbridos e EEN.

O sistema desenvolvido neste trabalho permite a reabilitação de uma forma mais natural e a quantidade de informações que pode ser obtida dos registros dos sinais de controle sobre a marcha do paciente é de qualidade superior às outras técnicas existentes (p.ex: eletrogoniômetros [22]).

Hoje a utilização dos EEP com a CLC e sensores distribuídos nos pontos de controle da marcha permite que a locomoção do paciente seja mais natural e esteja sob o seu comando. Assim, mantendo o disparo do estímulo elétrico para o passo condicionado à postura espaço-física do paciente o sistema

proporciona:

- maior confiabilidade ao efetuar a marcha, como foi demonstrado nos tempos de locomoção analisados dos gráficos
- automação com a dependência da vontade do paciente propiciando uma propriocepção artificial ao permitir que o mesmo controle o seu posicionamento espacial-físico para que ocorra o disparo da EEN, o qual é a base deste trabalho pela utilização da CLC.
- menor desgaste e portanto maior autonomia de marcha ao se utilizar racionalmente a EEN, controlando o VRS pelo Arco-reflexo Artificial, através do uso do limiar de disparo da extensão proporcionado pelo monitoramento da locomoção pela CLC.
- pequena quantidade de ajustes para o funcionamento do equipo sem que seja necessário contínuas recalibrações iniciais dos circuitos elétricos.

O sistema ainda é para uso exclusivo em laboratórios, sendo necessário um aprimoramento do mesmo para sua utilização externa, principalmente porque não foram estabelecidas rotinas de controle para terrenos acidentados: escadas, rampas e declives acentuados etc.

## VII.2 - Propostas Futuras

Como proposta para futuras pesquisas existe a necessidade de se:

- pesquisar substratos de diversos tipos de materiais para construção do transdutor.
- reduzir ainda mais o tamanho do transdutor.
- automatizar o posicionamento do sensor sobre o tendão patelar (controle automático da PCI).
- testar novos tipos de sensores para o posicionamento dos pés
- estabelecer rotinas para terrenos acidentados: escadas, rampas e declives acentuados
- melhorar a qualidade das órteses mecânicas
- implementar sensores nas muletas para estudo da locomoção em ambientes externos

O maior problema na confecção das órteses decorre da necessidade de se testar novos materiais e novos modelos, diferentes dos tradicionais oferecidos pelo mercado, que satisfizessem as exigências de uma pesquisa como esta.

O paciente é capaz de efetuar curvas e locomover-se em linha reta com o equipo atual, entretanto sem a presença de "buracos ou irregularidades" no chão pelo tipo de acionamento das micro-chaves.

O sistema atingiu os propósitos previstos para este trabalho e mostrou-se promissor quanto ao futuro da locomoção de paraplégicos/tetraplégicos incompletos com aparatos mecânicos de sustentação e EEN acrescido das técnicas de controle em malha fechada.

Espera-se que este trabalho contribua para que um dia as pessoas lesionadas voltem a ter restauradas a sua capacidade de locomoção, se não em ambientes externos, pelo menos com uma maior segurança (livre de falhas físico-elétricas) e autonomia (menor fadiga) em ambientes restritos: sua casa, escritório de trabalho, etc.

A P Ê N D I C E I

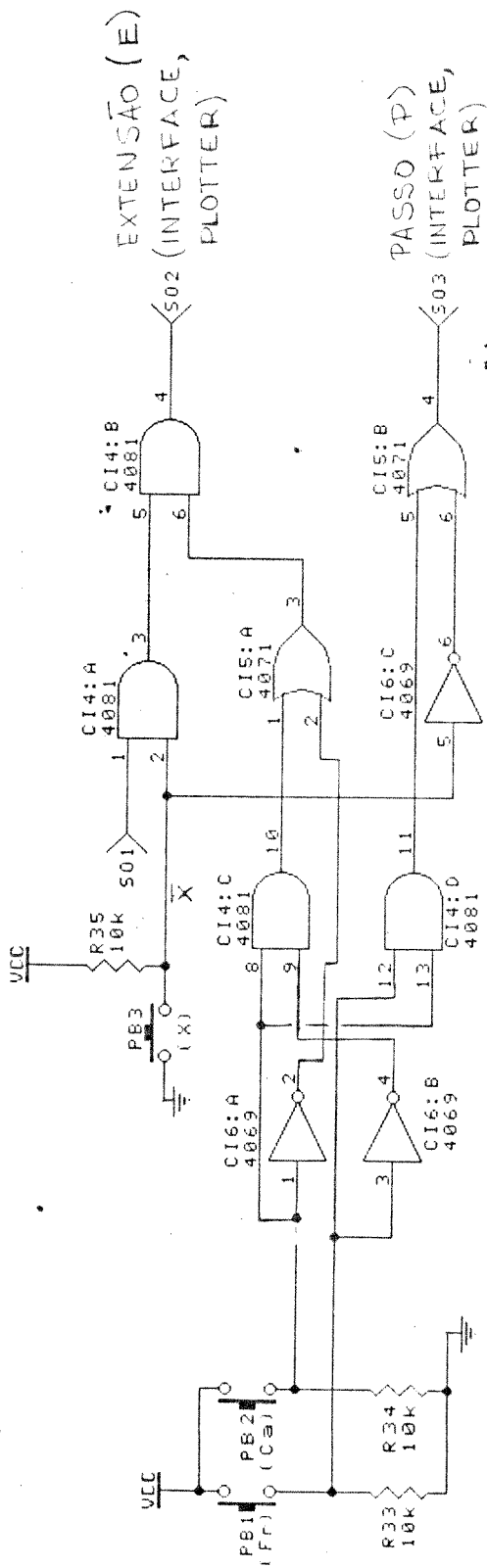
---

ESQUEMAS ELÉTRICOS

---







$$E = Sp \cdot X \cdot C \cdot Ca + Ca \cdot Fr$$

$$P = X + Ca \cdot Fr$$

ALIMENTAÇÃO

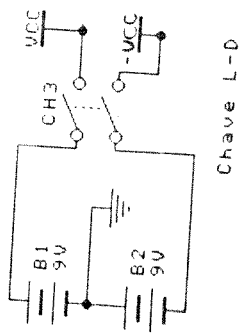


Figura AI.1 - CONTINUAÇÃO: Central Lógica de Controle.

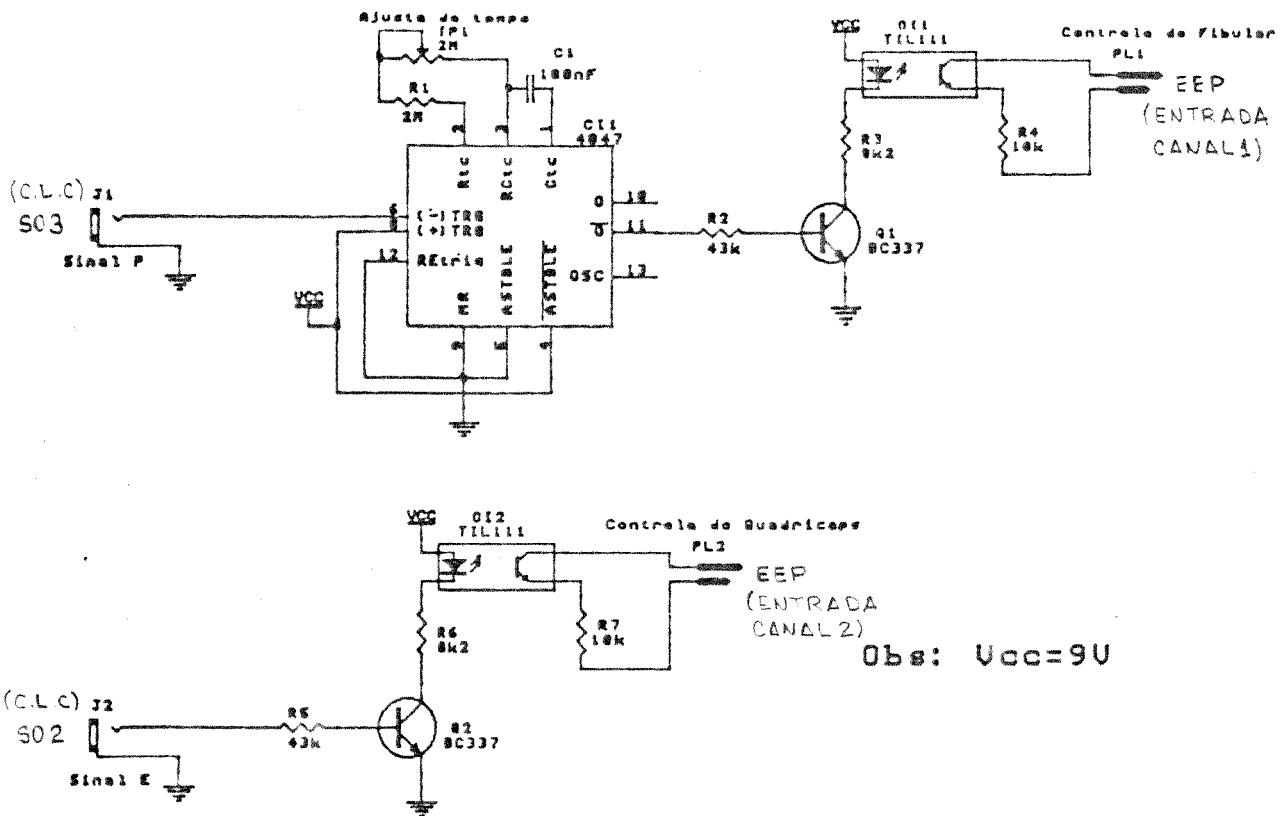


Figura AI.1 - CONTINUAÇÃO: Interface entre a C.L.C. e o EEPROM.

## LISTA DE MATERIAL

R1 = 5k  
 R2 = 10k - TRIMPOT  
 R3, R4 = 120 - PRECISÃO  
 R5 = 20k - TRIMPOT  
 R6, R7 = 1k - PRECISÃO  
 R8 = 910k  
 R9 = 200k - TRIMPOT  
 R10 = 1M - PRECISÃO  
 R11 a R13, R31 a R34 = 47k  
 R14 = 910  
 R15, R30 = 1k  
 R16 = 9k1  
 R17, R18, R21, R22 = 10k  
 R19 = 20k  
 R20 = 10k - POTENCIÔMETRO (5%)  
 R23 = 1M  
 R25, R27 = 15k  
 R26 = 1k5  
 R28 = 5k1                      OBS: RESISTORES 10%, 0,5 W  
 R29 = 2k  
 D1 = LM336 - 2,5 REFERENCE DIODE  
 D2 = 1N914  
 D3 = 1N4731 (ZENNER)  
 CI1 = CA3140 - OPERATIONAL AMPLIFIER  
 CI2 = LM324 - LOW POWER QUAD. OP. AMPLIFIERS  
 CI3 = LM358 - LOW POWER DUAL OP. AMP.  
 CI4 = CD4081 - QUAD. 2-INPUT AND GATE  
 CI5 = CD4071 - QUAD. 2-INPUT OR GATE  
 CI6 = CD4069 - HEX. INVERTER  
 LED1 = LED VERDE  
 PB1 A PB2 = MICRO CHAVES (NA)  
 PB3 = PUSH-BOTTOM  
 C1 = 180 nF  
 C2 = 470 nF  
 C3 = 26 nF

LISTA DE MATERIAL  
INTERFACE

CI1 = ME4047 - MONO-ESTÁVEL (INTERFACE)

Q1, Q2 = BC937 - TRANSÍSTOR NPN

TP1 = 2M - TRIMPOT

R1 = 2M

R2, R5 = 43k

R3, R6 = 8k2

R4, R7 = 10k

J1, J2 = CONECTORES FÊMEA, PLUG P1

PL1, PL2 = PLUGS P2 (MACHO)

C1 = 100nF

OI1, OI2 = TIL111 - OPTO ACOPLADOR

OBS: BATERIAS DE 9 V, CHAVES, STRAIN GAGES (120), FIOS, ETC.

A P Ê N D I C E II

---

REGISTRADOR

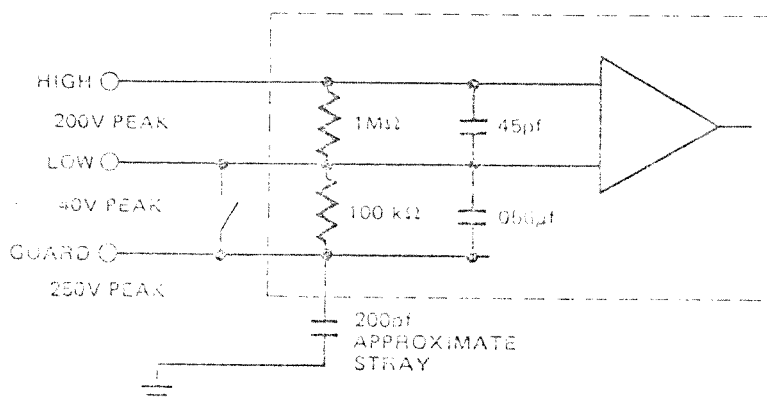
---

# Specifications\*

The following provides a summary of the functioning characteristics and electrical accuracy of the HP 7090:

## Inputs

Number of channels	3
Type of input	floating, guarded
Sensitivity	5 mV to 100 V full scale
Zero offset	$\pm 2$ full scale or $\pm 100$ V maximum
Input impedance (NOMINAL)	1 M $\Omega$ , shunted by 45 pf
Maximum input voltage	200 V, dc or peak
Maximum source resistance	10 k $\Omega$
Common mode rejection ratio	140 dB dc; 100 dB ac @ 60 Hz with 1 k $\Omega$ unbalance in LOW terminal on most sensitive range at 25° C, 50% RH



*Input Terminal Schematic*

## Timebase

### Range:

Buffer mode	30 milliseconds to 24 hours
Direct record mode	1 second to 24 hours

Accuracy	$\pm 0.1\%$
----------	-------------

\*Specifications describe the instrument's warranted performance. Supplemental characteristics are intended to provide information useful in applying the instrument by giving typical or nominal, but not warranted, performance parameters.

**Dynamic Performance**

Slewing speed (NOMINAL):	
Direct record mode	127 cm/s (50 in./s)
Plotting mode	75 cm/s (30 in./s)
Acceleration (NOMINAL)	196 m/s <sup>2</sup> (2 g's) constant
Bandwidth (-3 dB)	3 kHz for all full-scale ranges ≥ 20 mV 2.6 kHz for all full-scale ranges < 20 mV
Peak capture	250 μs at fastest timebase range

**Memory Per Channel**

Size	1000 words
Resolution	12 bits

**Trigger Characteristics****Internal trigger:**

- Inside or outside window
- Above or below level, selectable over the full-scale range in 1.0% increments (NOMINAL)
- Source, channel 1

**External trigger:**

- BNC connector, TTL level or contact closure to ground

**Manual trigger:**

- Available from front-panel controls or I/O

**Display:**

- Up to 100% pre-trigger; up to 24-hour post-trigger delay after trigger before measurement start

**Electrical Accuracy Tables\*\***

*Electrical Accuracy  
at 25 Degrees C*

Range	Constant Inaccuracy	Percent Reading Inaccuracy
5 mV	±0.013 mV	±0.055%
10 mV	±0.021 mV	
20 mV	±0.036 mV	
50 mV	±0.082 mV	
100 mV	±0.158 mV	
200 mV	±0.306 mV	
500 mV	±0.760 mV	
1 V	±0.0015 V	
2 V	±0.0030 V	
5 V	±0.0076 V	
10 V	±0.0152 V	
20 V	±0.0304 V	
50 V	±0.0760 V	
100 V	±0.1520 V	

\*\*Accuracy specifications are for [offset] - full scale range and a signal source resistance ≤10 kΩ

Electrical Accuracy Tables (Continued)

Range	Constant Inaccuracy Per Degree C	Percent Reading Inaccuracy Per Degree C	<i>Electrical Accuracy Temperature Coefficient from 25 Degrees C</i>
5 mV	$\pm 0.0022$ mV	$\pm 0.01\%$	
10 mV	$\pm 0.0028$ mV		
20 mV	$\pm 0.0040$ mV		
50 mV	$\pm 0.0076$ mV		
100 mV	$\pm 0.0136$ mV		
200 mV	$\pm 0.0256$ mV		
500 mV	$\pm 0.0616$ mV		
1 V	$\pm 0.0091$ V		
2 V	$\pm 0.0092$ V		
5 V	$\pm 0.0096$ V		
10 V	$\pm 0.0012$ V		
20 V	$\pm 0.0024$ V		
50 V	$\pm 0.0060$ V		
100 V	$\pm 0.0120$ V		

Range	Constant Inaccuracy	Percent Reading Inaccuracy	<i>Electrical Accuracy @ 25 Degrees C (A/D Converter Counts)</i>
5 mV	$\pm 6$	$\pm 0.055\%$	
10 mV	$\pm 5$		
20 mV	$\pm 4$		
50 mV and up	$\pm 3$		

Range	Constant Inaccuracy	Percent Reading Inaccuracy	<i>Electrical Accuracy Temperature Coefficient from 25 Degrees C (A/D Converter Counts)</i>
5 mV	$\pm 0.88$	$\pm 0.01\%$	
10 mV	$\pm 0.56$		
20 mV	$\pm 0.40$		
50 mV and up	$\pm 0.30$		

Figura AII.1 - CONTINUAÇÃO: ESPECIFICAÇÕES DO PLOTTER



A P Ê N D I C E    I I I

---

FOTOS DO PROTÓTIPO II

---



Figura AIII.1 - Detalhe do PROTÓTIPO II com a órtese, o tirante, as micro-chaves, o transdutor patelar. Observam-se as tiras que fixam a órtese ao paciente, e o tirante patelar (alto a esquerda).

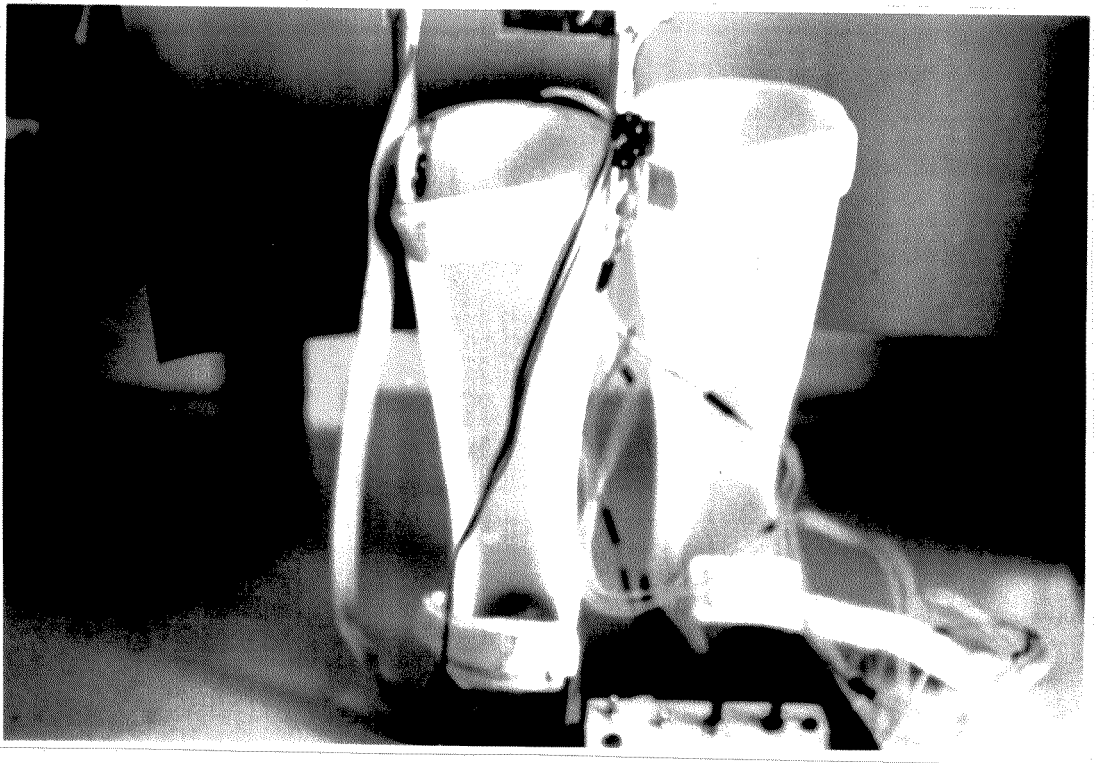


Figura AIII.2 - Detalhe da conexão do sensor com o protótipo através de um conector de 9 pinos. Somente a órtese da perna direita foi preparada com o transdutor (à esquerda da foto).

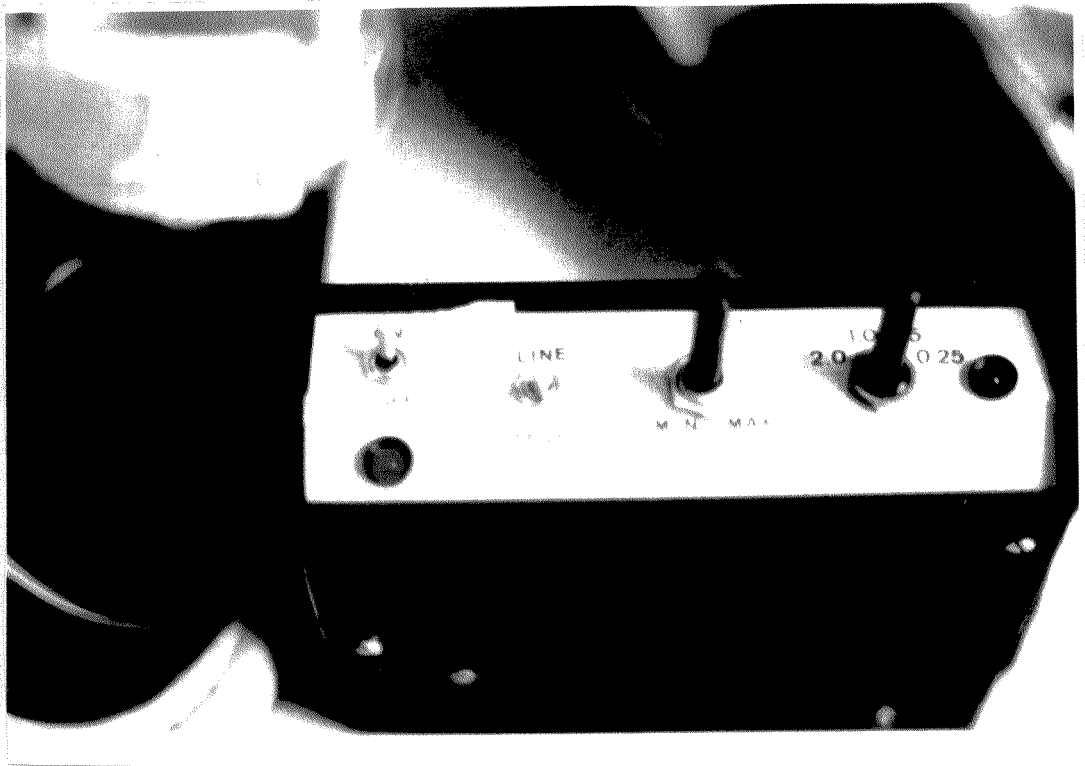


Figura AIII.9 - Painel do PROTOTYPE II: chave ON/OFF com led vermelho indicativo, chave LINE/TESTE, potenciômetro MIN/MAX para ajuste do Limiar Patelar no comparador, chave rotativa de vários níveis de tensões com led verde indicativo no ajuste da PCI.



Figura AIII.4 - Detalhe das micro chaves embutidas na sola dos tênis do paciente, calcanhar e frente dos pés.

---

**REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

---

[1] A. CLIQUET JR. and B. J. ANDREWS, "LOCOMOÇÃO DE PARAPLÉGICOS COM SISTEMAS BASEADOS EM ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR", Unicamp - Brazil e Univ/Univ of Strathclyde Glasgow, UK.

[2] H. J. CHIZECK, R. KOBETIC, E. B. MARSOLAIS, J. J. ABBAS, I. H. DONNER, E. SIMON, "CONTROL OF FUNCTIONAL NEUROMUSCULAR STIMULATION SYSTEM FOR STANDING AND LOCOMOTION IN PARAPLEGICS", Reprinted from Proceedings of the IEEE, vol. 76, n<sup>o</sup>.9, September, 1988.

[3] B. J. ANDREWS, R. H. BAXENDALE, R. BARNETT, G. F. PHILLIPS, J. P. PAUL, "DEVELOPMENT OF CONTROL SYSTEMS FOR HYBRID FES ORTHOSES", Neuromuscular Stimulation, N. York - Demos Publication, pp. 315 - 329, 1989.

[4] J. S. PETROFSKY, C. A. PHYLLIPS, R. DOUGLAS and P. LARSON, "A COMPUTER-CONTROLLED WALKING SYSTEM: THE COMBINATION OF AN ORTHOSIS WITH FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION", Journal of Clinical Engineering, vol. 11, n<sup>o</sup>.2, pp. 121 - 133, March - April, 1986.

[5] A. CLIQUET JR., "PARAPLEGIC LOCOMOTION WITH NEUROMUSCULAR ELECTRICAL STIMULATION BASED SYSTEMS - A FEASIBILITY STUDY", PhD tese - University of Strathclyde, Glasgow, GB, 1988.

[6] B. J. ANDREWS, R. H. BAXENDALE, R. BARNET, G. F. PHILLIPS, J. P. PAUL and P. A. FREEMAN, "A HYBRID ORTHOSIS FOR PARAPLEGIC INCORPORATING FEEDBACK CONTROL", pp. 122 - 131.

[7] A. CLIQUET JR., A. V. NENE, R. BARNETT and B. J. ANDREWS, "FNS AUGMENTATION OF RECIPROCATING HKAFO AND KAFO BRACES", in: 2nd VIENNA INTERNATIONAL WORKSHOP ON FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION. International Society for Artificial Organs, Vienna, Austria, pp. 83 - 86, 1986.

[8] LAUREL A. BENTON, LUCINDA L. BAKER, BRUCE R. BOWMAN, ROBERT L. WATERS, "FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION - A PRATICAL CLINICAL GUIDE", RANCHO LOS AMIGOS REHABILITATION ENGINEERING CENTER, 1981.

[9] P. E. GRAGO, H. J. CHIZECK, M. R. NEUMAN and F. T. HAMBRECHT, "SENSORS FOR USE WITH FUNCTIONAL NEUROMUSCULAR STIMULATION", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. BME-33, n<sup>o</sup>.1, pp. 256 - 267, January, 1986.

[10] A. CLIQUET JR., "PARAPLEGIC GAIT RESTORATION THROUGH NEUROMUSCULAR ELECTRICAL STIMULATION BASED STRATEGIES", IV International Symposium on Biomedical Engineering, Peñíscola, Spain, pp. 214 - 215, 1991.

[11] JOSEPH G. CHUSID, MD - "NEUROANATOMIA CORRELATIVA E NEUROLOGIA FUNCIONAL", Guanabara Koogan, RJ, 18<sup>a</sup> ed., 1985.



[12] ANGELO B. M. MACHADO, "NEUROANATOMIA FUNCIONAL", Atheneu, RJ, 1974.

[13] STANLEY HOPPENFELD, "NEUROLOGIA PARA ORTOPEDISTAS", Cultura Médica, RJ, 1<sup>a</sup>. ed, 1985.

[14] ERNEST AEGETER and JOHN A. KIRK PATRIC, "ORTHOPEDIC DISEASES", W. B. Saunders Company, pp.750, 1958.

[15] FRANCESCO PROVENZA, "PRO-TEC : PROJETADE DE MÁQUINAS", PRO-TEC Cursos técnicos industriais, 1984.

[16] KYOWA ELECTRONIC INSTRUMENTS CO.LTD., "STRAIN GAGE INSTRUCTION MANUAL", Printed in Japan, 1st edition, july, 1986.

[17] HERMANN K. P. NEUBERT, "STRAIN GAUGES KINDS AND USES", MacMillan & Co Ltd, St Martin's Press Inc N. York, 1967.

[18] DAVID F. STOUT, MILTON KAUFMAN, "HANDBOOK OF OPERATIONAL AMPLIFIER CIRCUIT DESIGN" - Mc Graw Hill Book Co.

[19] MILTON KAUFMAN, ARTHUR H. SEIDMAN, "HANDBOOK OF ELECTRONICS CALCULATIONS FOR ENGINEERS AND TECHNICIANS" - Mc Graw Hill Book Co., 1979.

[20] H. TAUB, D. SCHILLING, "ELETRÓNICA DIGITAL", Mc Graw Hill do Brasil Ltda., 1982.

[21] "FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION - NATIONAL CENTRE FOR TRAINING AND EDUCATION IN PROSTHETICS AND ORTHOTICS", UNIVERSITY OF STRATHCKYDE, Glasgow, GB, Apryl, 1987.

[22] AMADEJ TRNKOCZY and TADEJ BAJD, "A SIMPLE ELECTROGONIOMETRIC SYSTEM AND ITS TESTING" - IEEE Transactions on Biomedical Engineering, pp. 257 - 259, May, 1975.