

**MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO  
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA**

**DESENVOLVIMENTO DE SISTEMA PARA ANÁLISE BIOMECÂNICA  
DA TAREFA DE DIGITAÇÃO**

**por**

**Luiz Carlos Gertz**

**Dissertação para obtenção do Título de  
Mestre em Engenharia**

**Porto Alegre, Junho de 1997.**

ESEF

T  
796.012  
G381D



**DESENVOLVIMENTO DE SISTEMA PARA ANÁLISE BIOMECÂNICA  
DA TAREFA DE DIGITAÇÃO**

por

Luiz Carlos Gertz  
Engenheiro Mecânico

Dissertação submetida ao Corpo Docente do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, PROMEC, da Escola de Engenharia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como parte dos requisitos necessários para a obtenção do Título de

Mestre em Engenharia

Área de Concentração: Biomecânica

Orientador: Prof. Dr. Milton Antônio Zaro

Aprovada por:

Prof. Antônio Carlos Guimarães, Ph.D

Prof. José Luís Duarte Ribeiro, Dr.

Prof. Alcy Rodolfo dos Santos Carrara, Ph.D

Profª. Dra. Rosa Leamar Blanco  
Coordenadora do PROMEC

Porto Alegre, 09 de Junho de 1997.



Dedico este trabalho a um grande mecânico, meu pai,

Ervino Gertz

## AGRADECIMENTOS

Milton Antônio Zaro por sua amizade e incansável dedicação.

Antônio Carlos Guimarães, diretor do Lapex, por seu apoio incondicional.

José Luís Duarte Ribeiro, por me mostrar um novo caminho, colaboração e paciência.

Carlos Kern Thomas por sua genialidade e amizade.

Luciane Balbinot, da Clínica Suporte, por sua orientação, troca de conhecimentos e estímulo

Maria da Graça Hoefel, da Previler, pelo fornecimento dos acessórios testados e participação.

Jeferson Fagundes Loss por sua participação e profissionalismo.

Luciano Maciel por ter desenvolvido o SAD.

Eduardo Nabinger pelas calorosas discussões.

Elmo Dutra da Silveira Filho por sempre ter sido como uma mãe.

André Maders por sua dedicação.

Juliano Pavan pelo seu árduo trabalho.

Helio Roesler por seu otimismo.

Cristine Patané, minha mulher, por seu apoio e compreensão.

Assunta Agliardi Gertz, minha mãe, por sua maravilhosa comida.

A Dona Nair por manter minha sala limpa.

Ao Bar Lider, onde várias decisões importantes foram tomadas.

Aos colegas do Laboratório de Medições Mecânicas pela agradável convivência.

Aos colegas do Lab. de Vibrações e do Lab. de Resistência dos Materiais pela colaboração.

CNPq por ter financiado este estudo.

A todos que de alguma forma contribuíram para execução deste trabalho.

## RESUMO

O teclado QWERTY é a interface mais utilizada para inserir dados no computador e os profissionais desta área, programadores e digitadores, trabalham nele muitas horas por dia. Esta tarefa sedentária, repetitiva e estática é árdua e traz sérios problemas à saúde. A L.E.R. (Lesões por Esforços Repetitivos) é uma lesão associada à postura, à repetitividade, ao esforço físico, ao conteúdo do trabalho, a fatores psicológicos e a características individuais. Este problema deve ser abordado por uma equipe de profissionais de áreas distintas: (a) um ergonomista, para corrigir o mobiliário, visando boa postura; (b) um engenheiro, para desenvolver equipamentos de estudo dos parâmetros envolvidos no trabalho (força, torque, ângulo, etc...); (c) um profissional da área de educação física; (d) um psicólogo, entre outros profissionais. A L.E.R. é tão associada ao profissionais que utilizam o teclado que um de seus primeiros nomes foi "Doença dos Digitadores". O objetivo deste trabalho é desenvolver um sistema que permita que os profissionais da área da saúde, em conjunto com engenheiros, físicos, matemáticos, e outros, o utilizem como uma ferramenta para estudar as causas da lesões adquiridas por digitadores, ou atestar a eficiência de soluções para o problema. Foram desenvolvidos estudos em Eletromiografia (foi aprimorado para esse trabalho o eletromiógrafo multicanal desenvolvido no LMM - Laboratório de Medições Mecânicas), Dinamometria (foi projetada e desenvolvida uma célula de carga para teclado) e Cinemetria (Lapex-ESEF) com a finalidade de estudar postura de trabalho, acessórios utilizados em digitação e determinação dos níveis das grandezas físicas envolvidas no ato de acionar uma tecla. O sistema desenvolvido mostrou-se confiável e apresentou-se como uma boa ferramenta para auxiliar no estudo da LER. Alguns estudos tiveram a oportunidade de ser comparados com trabalhos desenvolvidos em outros países e mostraram que os resultados são confiáveis e, em alguns casos, apresentaram maior nível de informação (EMG, Dinamometria e Cinemetria) que os estudos internacionais mais recentes (que usam apenas duas destas técnicas: EMG e Dinamometria).

## **ABSTRACT**

### **DEVELOPMENT SYSTEM FOR BIOMECHANICS ANALYSIS TO THE TYPING TASK**

The QWERTY is the most used interface to send information to the computer, and the professional workers related to typing, usually work many hours a day, sitting on a chair, in front of a computer screen. This operation is hard, repetitive and static, leading to serious health problems. T.C.I. (Trauma Cumulative Disorder) is an injury associated to posture, physical work, repetitiveness, psychological factors and individual characteristics. This kind of problem has to be analysed by a professional group, which includes: (a) an ergonomist, to realise changes in the furniture, (b) an engineer, to develop equipment for the study of the parameters related to this kind of work, (a) physical education teachers, and (d) a psychologist, among other professionals. TCI is so associated to typists that one of the first name was "typist disease". The objective of this work is to develop an experimental system that will allow to the professionals related to health, working together with engineers and other professionals, to study injuries caused by typing, or to evaluate the proposed solutions for the problem. The Electromyography (E.M.G.) system was improved at LMM (Mechanics Measurements Laboratory), using a multichannel EMG microcomputer assisted. In Dynamometry was developed a special load cell for the keyboard, and Cinemetry (Lapex-ESEF) studies were realised with the main objective to study the work posture and accessories, used in typing operation, and the calculation of physical parameters. The developed system is reliable and is a good tool to help the evaluation of C.T.I. problems. Some of the experimental results were compared to those of international papers and showed a great similarity. Although, none of these international works showed the use for these three techniques at the same time.

# ÍNDICE

Capítulo	Pág.
<b>1 INTRODUÇÃO</b>	
1.1 Biomecânica .....	1
1.2 Aspectos Históricos: O Início Dos Teclados Para Digitação .....	3
1.3 Digitação .....	5
1.4 L.E.R. - Lesões Por Esforços Repetitivos .....	6
1.4.1 O Conceito de LER.....	6
1.4.2 Diagnóstico Para LER.....	9
1.5 Objetivos deste Trabalho.....	10
1.6 Limitações deste Trabalho .....	10
1.6 Metodologia .....	11
<b>2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA</b>	
2.1 Postura das Mãos durante a Digitação .....	12
2.2 Plataforma de Força.....	14
2.3 Força Aplicada sobre a Tecla durante Digitação .....	15
2.4 Normalização.....	23
2.5 RULA - Método para Avaliação de Risco de Aquisição de LER .....	24
<b>3 BIOMECÂNICA DA MÃO</b>	
3.1 Introdução .....	27
3.2 Cinemática da Mão .....	29
3.3 Sistema de Polias da Bainha do Tendão Flexor Digital .....	32
3.4 Forças Musculares nas Mãos Durante Apreensão .....	38
3.5 Forças Externas e Momentos .....	39
<b>4 ELETROMIOGRAFIA</b>	
4.1 Introdução .....	42
4.2 Procedimento Experimental e Equipamento Utilizado .....	43
4.2.1 Desvio Ulnar e Pronação .....	44
4.2.2 Análise de Acessórios Usados em Digitação .....	44
4.2.3 Análise de Variância .....	50

Capítulo	Pág.
4.3	Análise dos Resultados ..... 53
4.3.1	Desvio Ulnar e Extensão das Mãos..... 53
4.3.2	Acessórios para Digitação ..... 55
4.3.2.1	Extensor Radial ..... 55
4.3.2.2	Flexor Radial ..... 57
4.3.2.3	Flexores dos Dedos..... 58
4.3.2.4	Trapézio ..... 60
4.4	Discussão ..... 61
<b>5</b>	<b>CINEMETRIA</b>
5.1	Introdução ..... 64
5.2	Procedimento Experimental ..... 65
5.2.1	Ensaio I..... 65
5.2.2	Ensaio II..... 66
5.2.2.1	Sincronismo..... 67
5.2.2.2	Tratamento Matemático..... 70
5.3	Análise dos Resultados ..... 70
5.3.1	Ensaio I..... 70
5.3.2	Ensaio II..... 72
5.2	Discussão ..... 78
<b>6</b>	<b>DINAMOMETRIA</b>
6.1	Introdução ..... 80
6.2	Procedimento Experimental e Equipamento Utilizado ..... 83
6.2.1	Célula de Carga para Medir Força Aplicada sobre Tecla ..... 83
6.2.2	Dimensionamento da Célula de Carga..... 84
6.2.3	Força Aplicada sobre a Tecla Durante Digitação com Acessórios Diferentes.. 86
6.3	Análise dos Resultados..... 87
6.3.1	Aferição da Célula de Carga ..... 87
6.3.2	Força Aplicada Durante Digitação ..... 89
6.3.4	Força x Acessórios ..... 91
6.4	Discussão ..... 93

## **7 CONCLUSÃO SUGESTÕES DE CONTINUIDADE**

7.1 Conclusões .....	94
7.2 Sugestões .....	95

## **REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS..... 97**

<b>ANEXO 1 .....</b>	<b>102</b>
----------------------	------------

<b>ANEXO 2 .....</b>	<b>106</b>
----------------------	------------

<b>ANEXO 3 .....</b>	<b>110</b>
----------------------	------------

<b>ANEXO 4 .....</b>	<b>112</b>
----------------------	------------

## LISTA DE SÍMBOLOS

<b>Símbolo</b>		<b>unidade</b>
b	Largura	[m]
E	Modulo de elasticidade	[N/m <sup>2</sup> ]
EMG(i,j,k)	sinal integrado EMG no ângulo i, do músculo j, sujeito k	[mV.t]
EMG(i,j,k)	sinal integrado EMG no ângulo i, do músculo j, sujeito k	[mV.t]
EMG(i,j,k)	Sinal integrado EMG no ângulo i, do músculo j, sujeito k	[mV.t]
F	Força	[N]
F <sub>c</sub>	Fator F calculado	[adimensional]
GDL	Graus de liberdade	[adimensional]
h	Espessura	[m]
H <sub>0</sub>	Hipótese 0 - não há diferença significativa entre os grupos	[adimensional]
H <sub>1</sub>	Hipótese 1 - há diferenças significativas entre os grupos	[adimensional]
K	constante extraída da tabela “Student Range”	[adimensional]
L <sub>d</sub>	Limite de decisão	[adimensional]
MQ <sub>res</sub>	desvio padrão dos indivíduos	[adimensional]
MAXEMG(0,j,k)	é o máximo sinal integrado EMG para CVM do ângulo do tronco 0, para o músculo j, para o sujeito k	[mV.t]
MAXEMG(0,j,k)	sinal integrado EMG para CVM do ângulo do tronco 0 para o músculo j, para o sujeito k.	[mV.t]
MAXEMG(i,j,k)	é o máximo sinal integrado EMG para CVM do ângulo do tronco i, para o músculo j, para o sujeito k.	[mV.t]
MINEMG(0,j,k)	é o mínimo sinal integrado EMG para postura estática, sem carga, no ângulo do tronco 0, para o músculo j, para o sujeito k	[mV.t]
MINEMG(0,j,k)	é o mínimo sinal integrado EMG para postura estática, sem carga, no ângulo do tronco 0, para o músculo j, para o sujeito k	[mV.t]

$\text{MINEMG}(i,j,k)$	é o mínimo sinal integrado EMG para postura estática, sem carga, no ângulo do tronco $i$ , para o músculo $j$ , para o sujeito $k$ .	[mV.t]
$n$	o número de ensaios por operador	[adimensional]
$S_x$	Desvio padrão das médias	[adimensional]
$\text{SQ}_{\text{res}}$	Soma dos quadrados dos resíduos	[adimensional]
$\text{SQ}_{\text{tot}}$	Soma dos quadrados dos totais	[adimensional]
$\text{SQ}_{\text{trat}}$	Soma dos quadrados dos tratamentos	[adimensional]
$\text{SQ}_{\text{col}}$	Soma dos quadrados das colunas	[adimensional]
$\text{SQ}_{\text{ordem}}$	Soma dos quadrados da ordem	[adimensional]
TC	Termo de Correção	[adimensional]
$x$	Distância entre força aplicada e sensor extensométrico	[m]
$Y_{ij}$	Valor lido	[adimensional]
$\beta_j$	Efeito das colunas	[adimensional]
$\varepsilon$	Deformação relativa	[adimensional]
$\varepsilon_{ij}$	Erro aleatório	[adimensional]
$\tau_i$	Efeito da ordem	[adimensional]
$\gamma_k$	Efeito do tratamento	[adimensional]
$\mu$	Média geral	[adimensional]

## ÍNDICE DE FIGURAS

Fig.	TITULO	Pág.
1	Máquina de escrever Sholes & Glidden Type Writer produzida por E. Remington & Sons, 1874 .....	4
2	Máquina de escrever modelo Varityper .....	5
3	Máquina de escrever modelo Blickensderfer.....	5
4	Ângulo de abdução entre 20° e 26° durante digitação.....	12
5	(A) variação da atividade mioelétrica com o movimento de supinação da mão, (B) nível de atividade mioelétrica muscular para inclinação lateral de 10°, 20° e 30°. Segundo Zipp et al.,1983 .....	13
6	(A) plataforma de força em corte com vigas em cruz, (B) esquema de distribuição dos sensores extensométricos. Segundo Petersen, 1965 .....	14
7	Força (N) x tempo (s) e deslocamento x tempo (s) da tecla. Segundo Rempel et al., 1994.....	15
8	Força (N) x tempo (s) aplicada sobre a tecla para digitadores diferentes. Segundo Rempel et al., 1994.....	16
9	Célula de carga para medir força aplicada sobre tecla, segundo Smutz et al., 1994 .....	18
10	Registro de força (N) x tempo (s) de vários digitadores. Segundo Armstrong et al., 1994.....	19
11	Sistema para medir força com duas células de carga fixas sobre o teclado. Segundo Armstrong et al. 1994.....	19
12	Fases durante a aplicação de força, segundo Armstrong et al., 1994 .....	20
13	Sistema para medir força com duas células de força fixas sob o teclado. Segundo Hedge, et al., 1996 .....	21
14	Registro de força (N) e EMG (mV) x tempo (s) para três teclados de marcas diferente. Segundo Hedge et al., 1996.....	22
15	Equipamento utilizado para realizar os ensaios, segundo Mirka, 1991 .....	23
16	(A) vista anterior (palmar) da mão, (B) vista posterior (dorsal) da mão. Segundo Nordin e Frankel, 1980.....	28
17	Extensão, e flexão total do dedo. Espiral com série de triângulos isóceles. Segundo Nordin e Frankel, 1980.....	27

18	Arcos de curvatura da mão. A - arco proximal transversal, B - arco transversal distal, C - arco longitudinal, segundo Nordin e Frankel, 1980.....	29
19	Músculos e tendões da mão, (A) vista lateral, (B) vista palmar. Segundo Yokochi, 1993.....	31
20	(A) vista mediolateral, (B) vista palmar. A1, A2, A3, A4 e A5 são polias anulares, C1, C2 e C3 são polias cruciformes. Segundo Nordin e Frankel, 1980.....	33
21	Quando a articulação metacarpofalangeal é flexionada 60°, a excursão do tendão (E) é igual ao braço de alavanca (r), segundo Nordin e Frankel, 1980.....	33
22	(A) e (C) músculos da mão, (B) ação dos músculos interósseos. Segundo Yokochi, 1993.....	34
23	(A) músculos do antebraço, camada média, (B) posição dos flexores dos dedos e da mão. Segundo Yokochi, 1993.....	35
24	(A) músculos do antebraço, camada profunda, (B) posição dos extensores dos dedos e da mão. Segundo Yokochi, 1993 .....	36
25	(A) Apreensão em pinça pulpar, (B) apreensão em pinça palmar, (C) apreensão em pinça lateral. Segundo Nordin e Frankel, 1980 .....	39
26	(A) dedo indicador em equilíbrio com força externa aplicada de 20 N na superfície palmar da ponta do dedo. (B) momento gerado pela força externa aumenta no sentido da articulação distal para a proximal. Segundo Nordin e Frankel, 1980.....	40
27	(A) e (B) vista anterior dos músculos superficiais do antebraço. Segundo Yokochi, 1993.....	46
28	(A) vista posterior dos músculos superficiais do antebraço, (B) e (C) bainhas sinoviais. Segundo Yokochi, 199 .....	47
29	Acessórios utilizados para digitação. (A) Apoio de Braço, (B) Tala de Punho, (C) Inclinator de Teclado, (D) Tala Suspensa e (E) Apoio de Punho .....	48
30	Exemplos de distribuição de células de Quadrado Latino.....	51
31	EMG com variação do ângulo de pronação, segundo Zipp et al., 1983 .....	54
32	EMG com variação do ângulo de desvio ulnar, segundo Zipp et al., 1983.....	54
33	— Pronação de 0° 90°, — EMG Extens. Ulnar, — EMG Pronador, — EMG Flexor Ulnar.....	54
34	— Desvio Ulnar do 0° a 35°, — EMG do Pronador, — EMG do Extensor Ulnar.....	54
35	Gráfico de nível de atividade elétrica (RMS - %CVM) do músculo Extensor Radial do Carpo por acessório utilizado .....	56

36	Gráfico de nível de atividade elétrica (RMS - %CVM) do músculo Flexor Radial do Carpo por acessório utilizado .....	57
37	Gráfico de nível de atividade elétrica (RMS - %CVM) do músculo Flexor Radial por acessório utilizado.....	59
38	Gráfico de nível de atividade elétrica (RMS - %CVM) do músculo Trapézio Superior por cada acessório utilizado .....	60
39	Vista superior do punho com pontos monitorados por cinemetria.....	65
40	Vista lateral do punho com pontos monitorados por cinemetria.....	65
41	Esquema do dispositivo utilizado na sincronização .....	68
42	— EMG do Trapézio, — EMG do Extensor Ulnar, — EMG do Extensor Radial, — EMG do Flexor Radial, — EMG do Flexor Ulnar, — trajetória da ponta do dedo indicador em x (horizontal), — trajetória da ponta do dedo indicador em y (vertical).....	69
43	— Ângulo do punho (desvio ulnar) durante digitação normal. — Ângulo do punho (desvio ulnar) durante digitação com Tala de Punho. Ambos em teclado alfanumérico. Vista superior .....	70
44	— Ângulo do punho (em extensão) durante digitação normal. — Ângulo do punho (em extensão) durante digitação com Tala de Punho. Ambos em teclado alfanumérico. Vista lateral .....	71
45	— posição (m) x tempo (s) da ponta do dedo indicador durante digitação em teclado numérico de computador. Os números representam a tecla acionada .....	72
46	— posição (m) e — velocidade (m/s) x tempo (s) da ponta do dedo indicador durante digitação em teclado numérico de computador .....	73
47	— posição (m) e — aceleração ( $m/s^2$ ) x tempo (s) da ponta do dedo indicador durante digitação em teclado numérico de computador .....	74
48	— posição (m), — velocidade (adimensional) e — aceleração (adimensional) x tempo (s) da ponta do dedo indicador durante digitação em teclado numérico de computador.....	74
49	— EMG do Extensor Radial durante digitação normal, — trajetória da ponta do dedo indicador em y durante digitação normal, — EMG do Extensor Radial durante digitação com tala de punho, — trajetória da ponta do dedo indicador em y durante digitação com tala de punho.....	75

50	— trajetória da ponta do dedo indicador em y durante digitação normal, — EMG do Flexor Ulnar durante digitação normal, trajetória da ponta do dedo indicador em y durante digitação com tala de punho, — EMG do Flexor Ulnar durante digitação com tala de punho .....	76
51	— trajetória do punho em y durante digitação normal, — trajetória da ponta do dedo indicador em y durante digitação normal, — EMG do Trapézio durante digitação normal, trajetória do punho em y durante digitação com tala de punho, — trajetória da ponta do dedo em y indicador durante digitação com tala de punho, — EMG do Trapézio durante digitação normal .....	77
52	Etapas durante a aplicação de força sobre a tecla definidas por Armstrong et al., 1994 .....	81
53	As três fases para registro de força (N) e deslocamento (mm) x tempo (ms) durante digitação e deslocamento da tecla. Segundo Rempel et al., 1994.....	82
54	Célula de carga aberta e sensor .....	83
55	Célula de carga montada e sensor.....	83
56	O gráfico mostra o sinal referente a cargas aplicadas estaticamente de 0,010 N; 0,020 N; 0,050 N; 0,100 N; 0,200 N; 0,500 N e 1,000 N (erro = $\pm 0,001$ N).....	87
57	Força estática de 0,230 N, 0,580 N, 0,920 N aplicada nos quatro vértices e no centro da plataforma da célula de carga.....	88
58	Análise de ensaio de impacto no domínio da frequência.....	88
59	Força (N) x Deformação (m), a linha azul mostra o deslocamento da tecla, da posição de repouso até o fim de curso .....	89
60	Registro de força aplicada na tecla durante digitação, obtido com a célula de carga desenvolvida neste trabalho .....	90
61	— EMG e respectivo RMS do Extensor Radial (adimensional), — força (N) e — EMG e respectivo RMS do Flexores dos Dedos (adimensional).....	90
62	Dois registros de força do mesmo digitador um em dois momentos diferentes. A região sinalizada mostra um pico de força não descrito na literatura.....	91
63	Gráfico de Força aplicada sobre a tecla acessório utilizado. Média de 6 sujeitos .....	92
64	Célula de carga para medir força de pega em pinça.....	106
65	Aferição da célula de carga para medir força de pega em pinça. Foram aplicadas cargas de 0 N, 2 N, 4 N, 6 N, 8 N, 10 N, 12 N e 14 N.....	107

66	Célula de carga para medir força de apreensão da mão, marca BASILINE .....	108
67	EMG tratado (RMS) do Músculo Extensor Radial ( ) e dos Flexores do Dedos (□), com força (O) aplicada sobre a célula de carga.....	108
68	Aferição da célula de carga para medir força de pega em pinça. Foram aplicadas cargas de 0 N, 10 N, 20 N, 30 N e 40 N.....	109

## ÍNDICE DE TABELAS

Tab.	TITULO	Pág.
1	Excursão total aproximada dos tendões dos músculos dos dedos.....	37
2	Função dos músculos analisados. ....	45
3	Análise de Variância. ....	52
4	Nível do sinal eletromiográfico do Extensor Radial Breve (RMS - %CVM). ....	55
5	Análise da Diferenças das Médias (RMS - %CVM).....	56
6	Nível do sinal eletromiográfico do Flexor Radial (RMS - %CVM) ....	57
7	Análise da Diferenças das Médias (RMS - %CVM).....	58
8	Nível do sinal eletromiográfico dos Flexores dos Dedosl (RMS - %CVM) ....	58
9	Análise da Diferenças das Médias (RMS - %CVM).....	59
10	Nível do sinal eletromiográfico do Trapézio (RMS - %CVM) ....	60
11	Análise da Diferenças das Médias (RMS - %CVM).....	61
12	Acessórios x Músculos (RMS - %CVM).....	63
12	Análise da Diferenças das Médias (RMS - %CVM).....	91

# CAPÍTULO 1

## INTRODUÇÃO

### 1.1 Biomecânica

A Biomecânica já era usada no estudo dos movimentos humanos na época de Aristóteles; naquela época, outros ramos das ciências básicas, como a Anatomia, Fisiologia e a Mecânica também mereceram atenção por parte dos gregos. Como exemplo pode-se citar Galeno, o primeiro “médico de esportes” que se conhece na história, que na Grécia antiga costumava atender os gladiadores feridos nos combates das arenas.

Atualmente, a Biomecânica tem aplicações nas mais variadas áreas, como: Reabilitação, Esportes, Aeronáutica, Educação Física, Ergonomia e Ortopedia, entre outros.

Hammil, 1994, define a Biomecânica como “a ciência que aplica os conhecimentos da Mecânica em sistemas vivos”.

Segundo Baumann, 1994, existe um conjunto clássico de métodos de medidas para análise dos movimentos do corpo humano, e são eles:

1. Antropometria: fornece as dimensões corporais, a geometria do corpo e utiliza-se para montar modelos do corpo humano.
2. Dinamometria: são métodos para medição de força. As forças mensuráveis são as forças externas, transmitidas entre o corpo e o ambiente, isto é, forças de reação.
3. Cinemetria: são métodos para registro e avaliação numérica dos movimentos. Geralmente são pontos na superfície do corpo que tem uma relação com a estrutura interna, representando propriedades funcionais (articulações, braços de alavanca, etc.). A resultante básica da análise cinemática é a posição e a orientação dos segmentos corporais.

4. Eletromiografia: é o registro das atividades elétricas associadas às contrações musculares. Indica o estímulo neural para o sistema muscular; o resultado básico é o padrão temporal dos diferentes grupos musculares sinérgicos, fornecendo um bom quadro da coordenação das atividades musculares.

Três destas técnicas, Dinamometria, Cinemetria e Eletromiografia são abordadas no presente trabalho.

Devido ao fato deste trabalho abranger *teórica e experimentalmente* três técnicas distintas, e visando facilitar a compreensão dos resultados, a estrutura de apresentação não segue o padrão usual de possuir um capítulo exclusivo para o *Procedimento Experimental*. Assim, os Capítulos 5, 6 e 7, dedicados, respectivamente a Dinamometria, Eletromiografia e Cinemetria, possuem uma parte experimental específica. Caso se tivesse optado por apresentar todos os resultados experimentais juntos, calibrações, etc., isto resultaria num capítulo muito extenso e o leitor poderia perder-se em algum momento, dificultando a compreensão do trabalho.

No capítulo 1 são apresentadas as principais técnicas usadas na Biomecânica, um pequeno histórico dos teclados usados em digitação, o conceito de Lesão por Esforço Repetitivo, (LER), maneiras de diagnosticar a LER e o objetivo deste trabalho.

No capítulo 2 mostra-se a revisão bibliográfica com o resumo dos artigos mais importantes consultados neste trabalho.

O capítulo 3 trata da Biomecânica da mão, onde são feitas considerações sobre grandezas físicas como ângulo, força, torque, deslocamento relacionados com músculos, tendões e ossos da mão.

No capítulo 4 é apresentado o método estatístico utilizado neste trabalho.

No capítulo 5 é mostrado o estudo Eletromiográfico que investiga a atividade mioelétrica da posição de trabalho do punho e mãos durante a digitação. Também é feita uma análise da atividade mioelétrica de alguns músculos durante a digitação com cinco acessórios produzidos com a finalidade de prevenir LER.

No capítulo 6 é apresentado o projeto e uso de uma célula de carga desenvolvida para medir a força aplicada na tecla durante a digitação, assim como aquisição simultânea de força aplicada na tecla e Eletromiografia e análise de cinco acessórios utilizados em digitação com relação à força aplicada na tecla.

No capítulo 7 é feito um estudo cinemático onde é investigado o ângulo de desvio ulnar e de flexão do punho durante digitação e são avaliadas grandezas físicas (deslocamento, velocidade e aceleração) da ponta do dedo indicador durante digitação e desenvolvimento de sistema para sincronizar Cinemetria e Eletromiografia.

## 1.2 Aspectos Históricos: O Início Dos Teclados Para Digitação

Segundo Karlson, 1961, a máquina de calcular mecânica foi inventada por Blaise Pascal (1623-1662), em 1642. Seu pai era oficial de impostos na Normandia e Pascal orientava os subordinados nos cálculos, que eram realizados com grande complicação. Esta ocupação lhe sugeriu a idéia de construir uma máquina de calcular, que deveria tornar supérfluos estes cálculos, permitindo que pessoas sem conhecimento de aritmética pudessem trabalhar nessa função. Após dois anos de trabalho ele construiu um modelo de fácil manuseio.

Quase 100 anos depois surgem as primeiras máquinas de datilografar. A patente da máquina de escrever data de 1713 e a primeira provavelmente foi construída por Pellegrino Turri, em 1808. Provavelmente esta lacuna no tempo deve-se ao fato de a calculadora de Pascal não possuir sistema de impressão dos resultados, apesar de possuir um mecanismo complexo. Já a máquina de escrever, apesar de não executar cálculos, possui maior número de peças e imprime grande número de informações.

Muitas outras foram construídas nesta época e a historia é obscura com relação à sua criação. O modelo mais significativo foi criado por Christopher Latham Sholes, um jornalista de Milwaukee, poeta, e nas horas vagas inventor. A idéia inicial do projeto, provavelmente, era contornar o problema que os tipógrafos tinham com a repetição das letras quando montavam o linotipo para imprimir uma palavra.

A máquina chamada Sholes & Glidden Type Writer (Figura 1) foi produzida pelos fabricantes de armas E. Remington & Sons em Ilion New York de 1874 a 1878. A sua produção, pouco menos de 5.000 exemplares, foi um sucesso.

Em 1868, Sholes construiu um modelo demonstrativo que era composto por um sistema de alavancas e mostrava o funcionamento de impressão de uma única letra. Quando comprimia-se a tecla ela impulsionava o linotipo contra uma lâmina de vidro, onde era colocada

uma folha em branco e papel carbono. Assim, quando a tecla era acionada podia-se ver a letra sendo impressa no papel, sob o vidro.

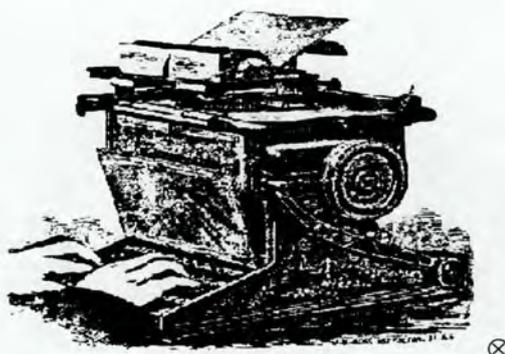


Figura 1. Máquina de escrever Sholes & Glidden Type Writer produzida por E. Remington & Sons, 1874.

Este simples mecanismo foi o responsável pela distribuição das teclas alinhadas e em um mesmo plano, pois esta é a maneira mais simples de construir a máquina com vários sistemas de alavancas um do lado do outro. Naquela época, a prioridade foi a simplificação mecânica e não a forma como são distribuídos os braços, mãos e dedos do homem.

Em 1893, James Daugherty construiu a “Daugherty”, considerada a primeira máquina de escrever moderna. Ele foi o criador do teclado QWERTY, exatamente como é conhecido hoje, e que foi introduzido pela máquina de Sholes. Pode-se observar que, com a seqüência de teclas “e r t y” é fácil escrever o seu sobrenome, sem mencionar a disposição das teclas “d a u g h”.

Como pode-se ver, o teclado QWERTY tem uma distribuição pouco racional, que certamente não é a mais indicada para a língua inglesa e muito menos para a portuguesa.

Em 1932, o Professor August Dvorak fez um estudo científico e criou um teclado para a língua inglesa em que as letras foram distribuídas de acordo com a freqüência de uso.

Com o teclado Dvorak, um digitador experiente consegue digitar 30% mais rápido. Mesmo com uma melhora tão significativa este teclado não tem espaço no mercado.

Em 1880, aproximadamente, foram construídas máquinas com distribuição de teclas mais adequadas a características estruturais do corpo humano (Figura 3 e 4).

⊗ Informações e imagens retiradas da internet: [Http://xavier.xu.edu:8000/%7Epolt/w-history.html](http://xavier.xu.edu:8000/%7Epolt/w-history.html).

Estas máquinas possuíam as teclas distribuídas em duas linhas, na forma de “C”, permitindo que se digitasse com menor desvio ulnar. Eram elétricas e possuíam as letra fixas em um cabeçote cilíndrico posicionado no centro da máquina. Algumas imprimiam pequenos desenhos e recarregavam o papel que era coletado de um cesto. Foi o início da era dos processadores de textos.

#### Teclados alternativos (1880)

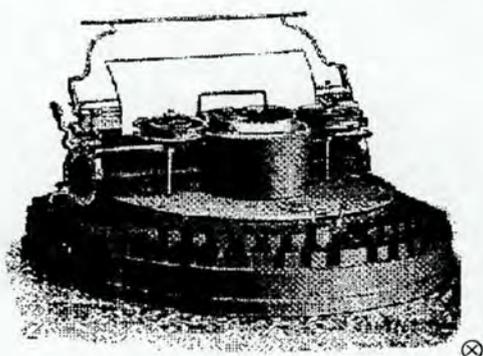


Figura 2. Máquina de escrever modelo Varityper



Figura 3. Máquina de escrever modelo Blickensderfer.

### 1.3 Digitação

Quando se entrava em um escritório há alguns anos atrás, era comum ser recebido por uma secretária, que estava sentada em uma mesa com uma máquina de escrever e um telefone. Nesta época, as secretárias tinham três funções básicas: recepcionista, telefonista e datilógrafa. Hoje, esta profissão foi praticamente desmembrada em outras três. As datilógrafas do passado hoje chamam-se digitadoras. Os digitadores são aqueles que trabalham com teclados, geralmente de computador ou de máquinas de calcular.

No tempo das datilógrafas, quando se escrevia um texto, as folhas precisavam ser substituídas manualmente. Ao final de cada linha o tabulador era acionado para deslocar a folha de papel, e os erros de ortografia não eram permitidos pois sua correção era trabalhosa prejudicando o acabamento. Nesta época, elas já tinham problemas de saúde associados ao trabalho e reclamavam de dores.

Atualmente, as novas máquinas permitem erros e correção imediata, o acionamento das teclas é mais suave, a concentração é maior e assim a produção é maior (um digitador veloz é capaz de fazer 10 toques/segundo) e a repetitividade também.

Com a popularização da Informática e o desenvolvimento de *softwares* de fácil uso, os computadores pessoais passaram a ser utilizados em escritórios, bancos, indústrias, escolas, universidades, supermercados, e em casas particulares por digitadores de todas as idades.

## 1.4 L.E.R. - Lesões Por Esforços Repetitivos

### 1.4.1 O Conceito de LER

Antes do invento da arte tipográfica haviam pessoas que ganhavam o sustento somente com a escrita. Os escribas escreviam textos longos, e os notários eram aqueles que escreviam pequenas notas com grande velocidade. Naquela época, a Medicina já afirmava que existiam três causas principais das doenças sofridas por estes trabalhadores: (a): vida sedentária, (b), movimento contínuo e repetitivo das mãos, e (c) atenção mental para não mancharem os livros. Diziam que a posição da mão para fazer correr a pena sobre o papel ocasionava danos que se comunicavam a todo o braço, devido à constante tensão tônica dos músculos e tendões e que com o passar do tempo o vigor da mão diminuía.

Em 1700, segundo Codo, 1995, o médico italiano Bernardo Ramazzini descreve a patologia referindo-se às Olimpíadas da Grécia e a associa com o trabalho. Em 1901, uma jovem chamada Miles Franklin descreve um caso interessante. Ela diz: “Entre os pequenos fedelhos, assim que crescem o suficiente para carregar o balde, aprendem a tirar o leite. Assim, suas mãos se acostumam com o movimento, e isto não os afeta. Conosco era diferente. Sendo quase adultos quando começamos a tirar leite. Um efeito doloroso cai sobre nós. Nossas mãos, braços e até os cotovelos inchavam, de maneira que o nosso sono era constantemente interrompido pela dor”.

Como pode-se observar, a LER é um tipo de lesão conhecido há muito tempo, e ao mesmo tempo é a mais nova epidemia.

No Japão, na década de 70, a LER era conhecida como tenossinovite do digitador. No Brasil, a primeira portaria do Ministério da Previdência Social, de 06/08/87, também

associava a doença ao digitador, pelo fato da maioria dos casos diagnosticados na ocasião atingir esta categoria, e por ser este o segmento pioneiro na luta pelo reconhecimento da doença como relacionada ao trabalho pela Previdência Social.

A revista Exame, em janeiro de 1995, constata que nos EUA a doença é responsável por 56% dos casos de doença ocupacional, atingindo 282.00 pessoas em 1992.

Pesquisas feitas pelo Núcleo de Saúde do Trabalhador da Bahia (NUSAT-BH), em 1994, mostram que 61% dos casos de doenças ocupacionais são LER, e que do total dos casos de LER aparece em primeiro lugar, com 17%, a função de Digitador, seguido pela função de Caixa Bancário, com 16% (Revista CIPA, 1995).

Outro trabalho desenvolvido pelo Programa dos Trabalhadores da Zona Norte de São Paulo (PST-ZN) com 800 pacientes, em 1994, mostrou que, segundo o ramo de atividade, 35,4% dos trabalhadores com LER são bancários, e que segundo a distribuição por função, 19% são digitadores e 13% são caixas; e que 45% tem entre 26 e 35 anos, ou seja, estão em sua fase mais produtiva.

Com estes dados pode-se observar que o crescimento da LER no Brasil é preocupante e que a função de digitador é uma das mais expostas ao risco de adquirir LER.

Existem várias propostas no mercado para diminuir o risco de aquisição de LER. Engenheiros, médicos, fisioterapeutas, ergonomistas, projetistas, e muitos outros profissionais trabalham para desenvolver teclados, móveis, cadeiras, acessórios como talas, apoios para os braços, etc. com a finalidade de evitar que o digitador trabalhe em posturas inadequadas e que os esforços musculares sejam os menores possíveis.

O Instituto Nacional do Seguro Social - INSS utiliza uma norma técnica para definir LER, e diz:

“A presente norma técnica adota a terminologia de lesões por esforços repetitivos - LER, para as afecções que podem acometer tendões, sinóvias, nervos, fascias, ligamentos, isolada ou assomadamente, com ou sem degeneração de tecidos, atingindo principalmente, porém não somente, os membros superiores, região escapular e pescoço, de origem ocupacional, decorrente de forma combinada ou não, de:

- a) uso repetido de grupos musculares
- b) uso forçado de grupos musculares
- c) manutenção de postura inadequado

O diagnóstico da LER é essencialmente clínico e baseia-se na história clínico-ocupacional, quando justificado, e na análise das condições de trabalho responsáveis pelo aparecimento da lesão.”

O INSS classifica a LER em quatro níveis, e diz:

“De acordo com a patologia de base da LER, comprometendo tendões, músculos ou nervos (bursite, cisto sinovial, síndrome do túnel do carpo, etc.) o quadro clínico é específico a cada uma destas afecções.

GRAU I - Sensação de peso e desconforto no membro afetado. Dor espontânea localizada nos membros superiores ou cintura escapular, às vezes com pontadas que aparecem em caráter ocasional durante a jornada de trabalho e não interferem na produtividade. Não há uma irradiação nítida. Melhora com o repouso. É em geral leve e fugaz. Os sinais clínicos estão ausentes. A dor pode se manifestar durante o exame clínico, quando comprimida a massa muscular envolvida. Tem bom prognóstico.

GRAU II - A dor é mais persistente e mais intensa e aparece durante a jornada de trabalho de modo intermitente. É tolerável e permite o desempenho da atividade profissional, mas já com reconhecida redução da produtividade nos períodos de exacerbação.

A dor torna-se mais localizada e pode estar acompanhada de formigamento e calor, além de leves distúrbios de sensibilidade. Pode haver uma irradiação definida. A recuperação é mais demorada mesmo com o repouso e a dor pode aparecer, ocasionalmente, quando fora do trabalho durante as atividades domésticas. Os sinais, de modo geral, continuam ausentes. Pode ser observado, por vezes, pequena nodulação acompanhando a bainha dos tendões envolvidos. A palpação da massa muscular pode revelar hipertonia e dolorimento. Prognóstico favorável.

GRAU III - A dor torna-se mais persistente, é mais forte e tem irradiação mais definida. O repouso em geral só atenua a intensidade da dor, nem sempre fazendo-a desaparecer por completo, persistindo o dolorimento. Há paroxismos dolorosos mesmo fora do trabalho, especialmente à noite. É freqüente a perda da força muscular e parestesias. Há sensível queda da produtividade, quando não impossibilidade de exercer a função. Os trabalhos domésticos são limitados ao mínimo e muitas vezes não são executados. Os sinais clínicos estão presentes. O edema é freqüente e recorrente, a hipertonia muscular é constante, as alterações da sensibilidade estão quase sempre presentes, especialmente nos paroxismos dolorosos e acompanhadas por

manifestações vagas como palidez e hiperemia e sudorese da mão. A mobilização ou palpação do grupo muscular acometido provoca dor forte. Nos quadros com comprometimento neurológico compressivo a eletromiografia pode estar alterada. Nessa etapa o retorno à atividade produtiva é problemático. Prognóstico reservado.

GRAU IV - A dor é forte, contínua, por vezes insuportável, levando ao paciente a intenso sofrimento. Os movimentos acentuam consideravelmente a dor, que em geral se estende a todo o membro afetado. Os paroxismos de dor ocorrem mesmo quando o membro está imobilizado. A perda de força e a perda do controle dos movimentos se fazem constantes. O edema é persistente e podem aparecer deformidades, provavelmente por processos fibróticos, reduzindo a circulação linfática de retorno. As atrofias, principalmente dos dedos, são comuns e atribuídas ao desuso. A capacidade de trabalho é anulada e a invalidez se caracteriza pela impossibilidade de um trabalho produtivo regular. Os atos da vida diária são também altamente prejudicados. Neste estágio são comuns as alterações psicológicas com quadros de depressão, ansiedade e angústia. Prognóstico sombrio”.

#### **1.4.2 Diagnóstico Para LER**

As LERs são classificadas pelo INSS em quatro níveis, como é descrito no item 1.4.1. A investigação em um paciente é realizada através de exame físico, onde é feita uma inspeção visual, onde o médico procura disfunções posturais, faz palpação para avaliar a circulação e sensibilidade, e tenta detectar possíveis lesões em músculos, tendões, ossos e articulações. Utilizam-se também técnicas como Raio-X para avaliar a estrutura esquelética, Doppler para avaliação vascular, Tomografia Computadorizada e Ressonância Nuclear Magnética.

A Eletromiografia de penetração também é utilizada para diagnosticar LER através da medição da velocidade de condução do sinal elétrico no nervo, a partir de um estímulo provocado.

Apesar destas várias técnicas utilizadas, a informação mais importante para a determinação do nível da lesão é obtida através de um perfil traçado pelo próprio paciente, onde ele é questionado, por exemplo, sobre a sua dor, a qual sofre influência das condições climáticas. Se no dia da entrevista estiver chovendo, a descrição da dor sofrida pelo paciente poderá ser maior do que em um dia ensolarado.

Técnicas que avaliem o nível de LER de forma menos qualitativa seriam muito úteis para acompanhar o processo de tratamento de pacientes, ou para acompanhar a evolução da lesão em pessoas expostas ao risco de adquiri-la, e até para testar equipamentos e acessórios que busquem evitar a lesão.

A medição e o contínuo monitoramento de força como forma de avaliar o restabelecimento das estruturas lesionadas, isoladamente ou associada com Eletromiografia, por exemplo, pode ser uma forma de oferecer para profissionais da área da saúde informações com caráter mais quantitativo.

A pesquisa de acessório, equipamento ou posturas com a finalidade de diminuir os riscos de adquirir lesões, utilizando como ferramenta a eletromiografia também é uma maneira de se obter informações com caráter quantitativo.

## **1.5 Objetivos deste Trabalho**

O objetivo deste trabalho é desenvolver e testar um sistema com técnicas adequadas - Eletromiografia, Dinamometria e Cinemetria, que possam ser utilizadas, como ferramenta, por profissionais que trabalham na busca de soluções para os problemas advindos da tarefa de digitação e que estão relacionados com LER.

## **1.6 Limitações deste Trabalho**

O desenvolvimento de novos equipamentos, geralmente, dependem de projetos dispendiosos e de tempo, este trabalho não tem como proposta alterar ou desenvolver novos acessórios para uso de digitadores, ou novo mobiliário.

Como é comentado no item 1.2, a distribuição de teclas QWERTY, utilizada na maioria dos computadores do mundo, não é adequada nem mesmo para a língua inglesa. Porém não é viável sugerir o desenvolvimento de um teclado com distribuição das teclas adequada para a língua portuguesa, pois este não seria assimilado pelo mercado. Assim este trabalho se propõe a fornecer ferramentas para estudar as alternativas que existem, mas não sugerir novas propostas de solução.

## **1.7 Metodologia**

Para atingir esse objetivo foi necessário projetar e desenvolver uma célula de carga (com strain gauges) específica para um teclado de microcomputador, aprimorar um eletromiógrafo multicanal assistido por computador, desenvolvido previamente no LMM - laboratório de Medições Mecânicas, colocar em funcionamento o sistema de cinemetria assistido por computador pertencente à ESEF - Escola de Educação Física (Peak Performance 2D) e, finalmente, sincronizar todas estas técnicas durante a realização de um ensaio.

## CAPITULO 2

### REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

#### 2.1 Postura das Mãos durante a Digitação

Zipp et al., 1983, estudou a postura das mãos durante a digitação. Segundo o autor os estudos mostram que duas posturas inadequadas são exercidas devido ao desenho dos teclados: (a) o ângulo entre o antebraço e o solo é diretamente afetado pela altura do teclado, (b) os digitadores trabalham com desvio ulnar de  $20^{\circ}$  a  $26^{\circ}$ , como pode-se observar na Figura 5, e ocasionalmente acima de  $40^{\circ}$ . O ângulo de desvio ulnar está diretamente relacionado com o nível de queixas do trabalhador. Esta posição é agravada pela pronação do antebraço, que trabalha em seu limite anatômico. A pronação e o desvio ulnar são compensadas pelo giro lateral do braço e o elevação do ombro.



Figura 4. Ângulo de abdução entre  $20^{\circ}$  e  $26^{\circ}$  durante digitação. Segundo Zipp et al., 1983.

O autor fez a coleta eletromiográfica de três pessoas durante digitação com variação do ângulo do teclado. Vários graus de pronação do antebraço e inclinação lateral do teclado

foram testados. Os resultados podem ser vistos nas Figuras 6a e 6b.

Neste experimento, foi coletado o sinal eletromiográfico durante longos períodos de digitação e constatou-se que ocorre um aumento da atividade elétrica. Isto mostra que é necessária a redução das tensões estáticas decorrentes da postura.

Também foi estudado o comportamento da atividade elétrica quando a mão trabalha em desvio ulnar e abdução. O autor concluiu que o intervalo ideal para trabalho é de 60° de pronação e de 0 a 15° de desvio ulnar. Nesta faixas a EMG registrou níveis mais baixos. A posição normal durante a digitação é de aproximadamente 90° de pronação e de 20 a 25° de desvio ulnar. Também foi analisada a atividade elétrica de alguns músculos durante o movimento de supinação da mão. Estes resultados são mostrados na figura 6.

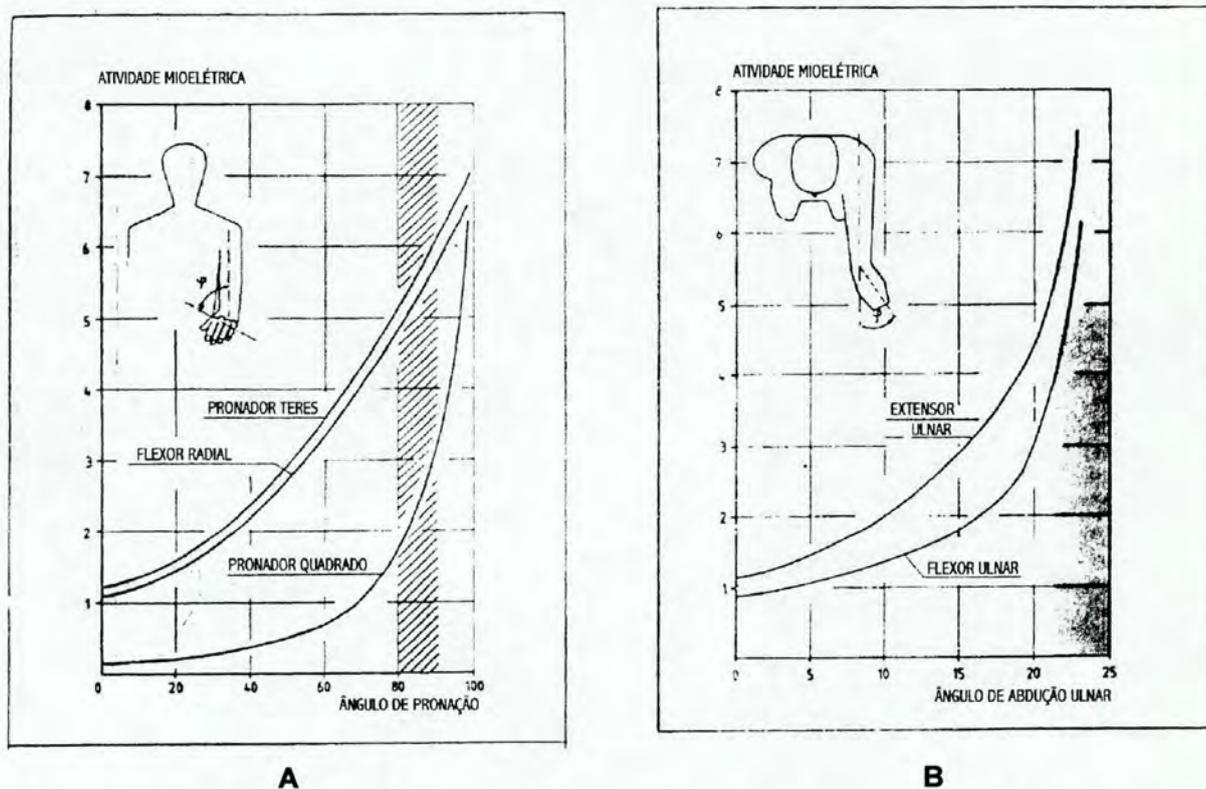


Figura 5.(A) variação da atividade mioelétrica com o movimento de supinação da mão, (B) nível de atividade mioelétrica muscular para inclinação lateral de 10°, 20° e 30°. Segundo Zipp et al., 1983.

## 2.2 Plataforma de Força

Petersen et al., 1965, projetou uma plataforma para estudar a estabilidade postural de cães, que necessitava das seguintes características: resolução de 10 - 50 gf, carga máxima de 20 kgf, linearidade de 1%, repetitividade de  $\pm 10$  gf, pequena deformação, sensibilidade independente do ponto de aplicação da força sobre a superfície da plataforma, frequência natural alta e economia de construção.

A plataforma de força de Petersen é composta por 4 vigas engastadas em formato de cruz e uma superfície quadrada (114,3 x 114,3 x 6,4 mm), nas extremidades de cada viga é fixo um dos vértices da superfície. No centro, onde as vigas se cruzam, do lado oposto à superfície, é fixada a base da plataforma, como mostra a Figura 4A.

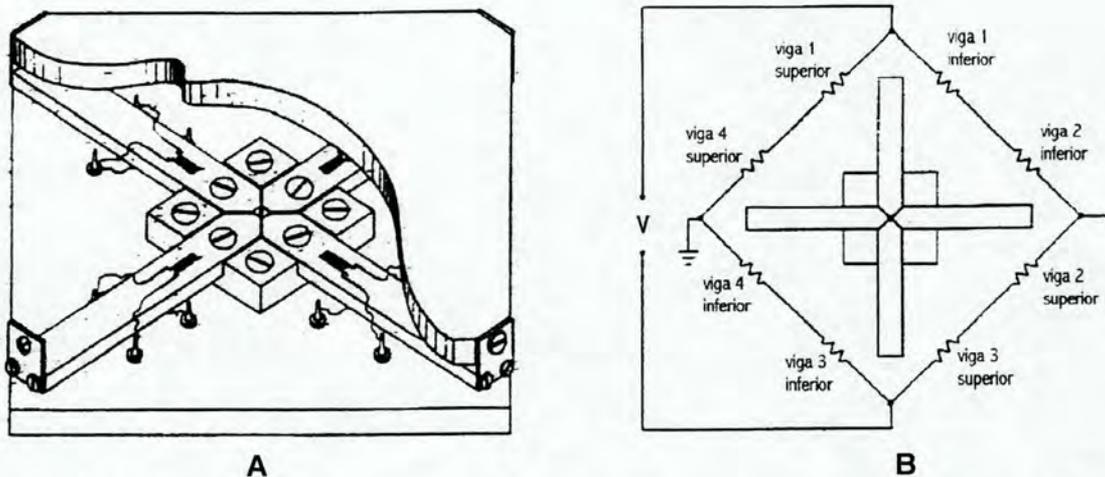


Figura 6. (A) plataforma de força em corte com vigas em cruz, (B) esquema de distribuição dos sensores extensométricos. Segundo Petersen, 1965.

Cada viga tem fixados 2 sensores: um na superfície superior da viga e o outro na inferior. Os sensores foram conectados formando uma Ponte de Wheatstone, de maneira que cada braço da ponte possui um par de sensores com o mesmo tipo de deformação, tração ou compressão, como mostra a Figura 4B.

A plataforma apresentou as seguintes características: tensão relativa de  $90 \mu\text{V}/\text{V}$ , deformação de 0.1mm/kgf, frequência natural de 126 Hz; para carga de 4 kgf aplicada em 64 pontos diferentes o desvio padrão foi de 2.28% da média.

### 2.3 Força Aplicada sobre a Tecla durante Digitação

Rempel et al., 1994, desenvolveu um método para medição de deslocamento e força aplicada pelo dedo durante digitação. Neste estudo, uma tecla alfanumérica de um teclado de computador convencional foi instrumentada com uma célula de carga piezoelétrica e o movimento do dedo foi gravado durante a digitação com uma câmara de alta velocidade de um sistema de análise de movimentos. A força de contato do dedo com a tecla foi registrada durante a digitação por 5 min.

A tecla original pesa 1 gF, a célula de carga que foi construída com um sensor piezoelétrico de 15 mm de diâmetro e 2 mm de espessura ficou com 1,2 mm. Foi utilizado um amplificador Kistler que registra a média do sinal magnético a cada 0,1 ms. A aquisição foi feita com uma taxa de 400 ms. Linearidade é de 5% para cargas até 712 gF e a frequência natural é de 4,4 kHz.

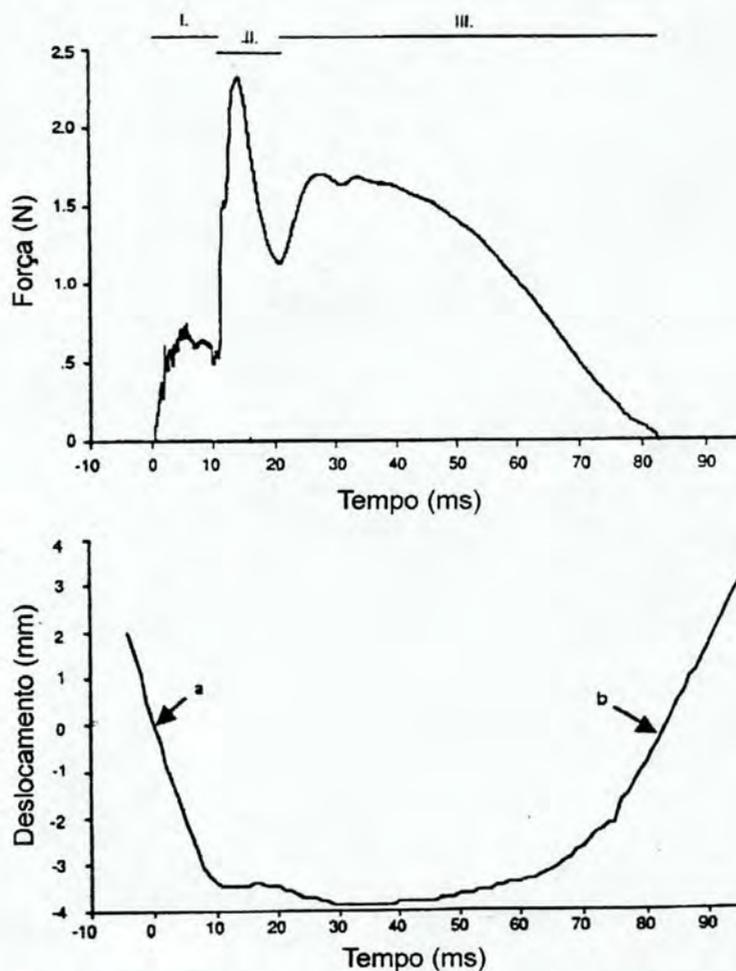


Figura 7. Força (N) x tempo (s) e deslocamento x tempo(s) da tecla. Segundo Rempel et al., 1994.

O equipamento de cinemetria utilizado foi o Kodak SP2000, com 1000 quadros/s, com resolução de  $\pm 0,04$  mm para o ensaio realizado.

Os resultados mostraram três fases distintas (Figura 8) durante o registro da força x tempo: (I) compressão da tecla, (II) impacto do dedo, (III) compressão da polpa do dedo e relaxamento.

A compressão da tecla começa com o contato do dedo (deslocamento=0) até o fim do curso de deslocamento da tecla (deslocamento = - 3,5 mm). O *impacto do dedo ocorre* quando a tecla atinge o fim do curso de deslocamento e ocorre uma desaceleração, que está associada com a força máxima que ocorre durante um curto espaço de tempo. Outro pico de força ocorre no início da *compressão da tecla*. Na terceira fase o dedo move-se mais 0,3 mm depois que a tecla está completamente comprimida e a tecla esta parada. As imagens mostram que o movimento adicional foi devido a *compressão da polpa do dedo*. Na última metade desta fase a força decresce e a tecla sobe retornando a posição inicial.

Pequenas diferenças nas características de sincronismo e magnitude foram observadas no registro da força, porém todos os registros contem as três fases descritas anteriormente, como pode ser visto na Figura 9. Na primeira fase o pico é de aproximadamente 6 N, na segunda fase a maior força registrada foi de 2,4 N para o digitador 1. O pico máximo para o digitador 4 chegou a 7,0 N.

A terceira fase apresentou o maior tempo de duração com média de 77% de duração do tempo total.

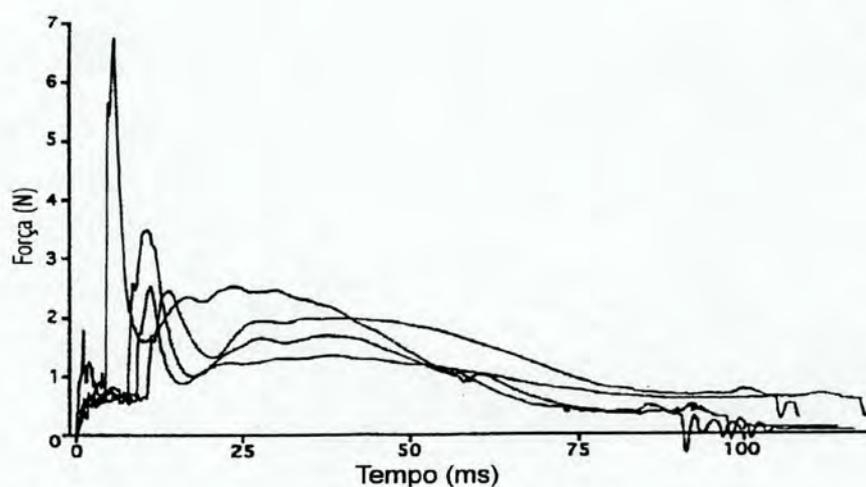


Figura 8. Força (N) x Tempo (s) aplicada sobre a tecla para digitadores diferentes. Segundo Rempel et al., 1994.

Smutz et al., 1994, desenvolveu um sistema de avaliação do efeito do desenho do teclado na força, postura, conforto, e produtividade. Segundo ele estudos desenvolvidos na indústria de Telecomunicações, na Pacific Bell, USA, mostraram que 60% dos seus 50.000 funcionários trabalham com teclado mais de 50% do tempo. Smutz também afirma que o risco de desenvolver LER nos membros superiores está associada ao número de horas que o digitador trabalha com o teclado.

O autor afirma em seu artigo que a LER mais do que dobrou de 1989 para 1991 em trabalhadores de escritório, e que estudos epidemiológicos em diversos setores mostraram que a LER está associada ao nível de esforço executado pelas mãos, a postura estática e desvio do punho, a alta frequência de movimentos das mãos e dos dedos. A má postura do punho tem sido identificada como um fator de risco para adquirir lesões durante a digitação. A redução de um ou de todos estes fatores durante a digitação diminui o risco do desenvolvimento de LER.

Os teclados alternativos propõe a redução da força feita pelos dedos, repetição e posturas inadequadas dos punhos. O ideal seria diminuir estes fatores de risco sem diminuir a produtividade, o conforto e a facilidade de uso.

A força de impacto do dedo (Armstrong, 1993) e o desvio do punho durante a digitação estão associados ao nível de risco de desenvolvimento de LER.

Para este estudo foi desenvolvido um sistema para medir força, postura do punho, produtividade e conforto. O teclado é composto por duas partes, uma para a mão esquerda e outra para a direita, as duas partes distam 20 cm uma da outra, sendo que elas podem ser reguladas de 0 a 90° para desvio radio/ulnar, de 0 a 90° para pronação/supinação e de -60° a 60° para extensão/flexão.

Para medição de força 10 teclas foram instrumentadas com sensores do tipo extensométricos (strain gauges), como mostra a Figura 10. A massa da tecla aumentou de 1,2 g para 1.5 g e a frequência de aquisição foi de 2000 Hz, a linearidade para cargas de até 418 g foi de  $\pm 0,5\%$ . A variação máxima para a mesma carga aplicada em posições diferentes foi de 10%, a média da variação foi de 3,3%. A frequência natural ficou entre 1000 Hz e 1100 Hz, o espectro de potência mostrou que a energia está concentrada bem abaixo dos 200 Hz.

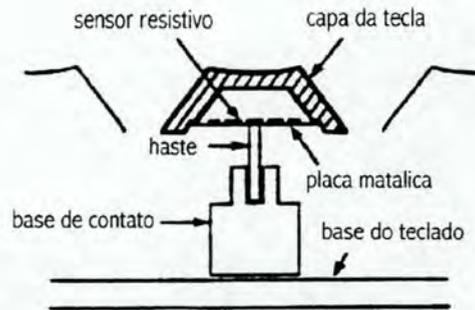


Figura 9. Célula de carga para medir força aplicada sobre tecla.  
Segundo Smutz et al., 1994.

Quatro fatores foram utilizados para quantificar a força: força máxima, área da curva, tempo de compressão da tecla e média da força.

Para medir o desvio do punho foram utilizados três goniômetros eletrônicos, um para cada plano estudado, com frequência de aquisição de 200 Hz.

Para avaliar a evolução psicofísica foi utilizado um questionário que avaliou: facilidade de aprendizado e uso, conforto e diferença do teclado convencional.

A produtividade foi avaliada através da fórmula  $P = ((C - 2E) / T) * (60 / T)$ , onde P é a produtividade em palavras/minuto, C é número de caracteres teclados, E é número de erros e T é o tempo em segundos.

Os testes mostram que em um teclado convencional o mais comum é as pessoas utilizarem 25° de desvio ulnar e 20° de extensão. A produtividade cresce durante os primeiros 4 minutos de digitação até atingir uma média constante.

Armstrong et al, 1994, desenvolve um método de investigação das forças aplicadas em teclado alfanumérico. Neste artigo é mostrado um sistema para medir força aplicada sobre o teclado e o deslocamento da tecla, e analisa a relação entre a força e o deslocamento. A Figura 11 mostra o registro de força de vários digitadores.

Três teclados convencionais foram testados para registrar os picos de força de 0,47 N a 89 N, e foram registrados deslocamentos de 2,0 a 2,5 mm antes do retorno tátil de acionamento da tecla, e de até 3,3 a 4,3 mm para os picos de força. As forças de reações do teclado de dez digitadores foram registradas durante digitação de 4 frases.

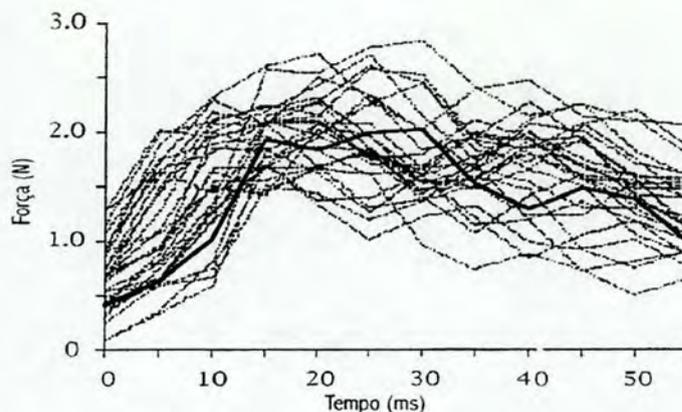


Figura 10. Registro de força (N) x tempo (s) de vários digitadores.  
Segundo Armstrong et al., 1994.

O deslocamento foi medido com um LVDT (linear voltage differential transformer), marca Hewlett Packard, 7DCDT, com erro de 0,13 mm) e a velocidade de deslocamento da tecla foi menor que 1 mm/s.

A força foi medida com duas células de carga com transdutores resistivos (Interface SM25 Interface, Scottsdale, Ariz.) montadas sob o teclado, uma em cada extremidade, conforme Figura 12. Foram utilizados amplificadores Analog Devices OP-27.

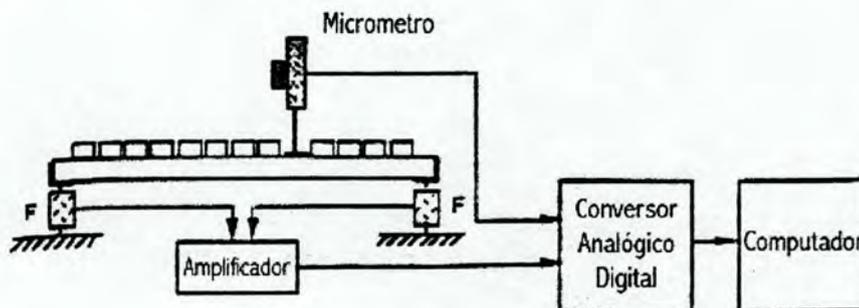


Figura 11. Sistema para medir força com duas células de carga fixas sobre o teclado. Segundo Armstrong et al. 1994.

Foram determinadas cinco fases durante a aplicação da força na tecla. Quatro delas, que são descritas a seguir e mostradas na figura 13:

- (1) Força inicial (*Make force*) - o pico de força precede o “retorno tátil” indicando o registro da tecla. Esta é a mínima força necessária para o acionamento da tecla.

- (2) Força de retorno táctil (*Breakaway force*) - a diferença entre a máxima e a mínima força antes e depois do “retorno táctil”. Ocorre quando a tecla faz o “clique” que o usuário sente quando ela é acionada.
- (3) Deslocamento inicial (*Make travel*) - é o deslocamento correspondente à “força inicial”.
- (4) Deslocamento total (*Total travel*) - é a máxima distância entre o “deslocamento inicial” e o “deslocamento total”.

A análise estatística foi feita utilizando análise de variância.

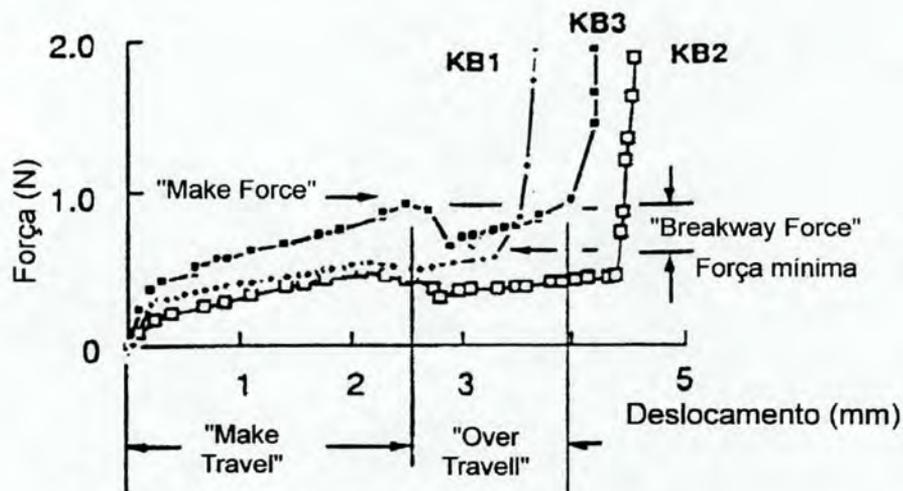


Figura 12. Fases durante a aplicação de força.  
Segundo Armstrong et al., 1994.

Martin et al., 1994, estudou a relação entre o EMG dos Flexores dos Dedos e da força aplicada sobre a tecla. A variação das médias dos picos de força foi 3,3N para o polegar, 1,84 para o dedo mínimo, com média total de 2,54N, com variações abaixo de 9% da CVM e 4,6 vezes a força de ativação da tecla (0,56N).

Cinco homens e cinco mulheres digitaram em teclado instrumentado com duas células de carga com *strain gauges* montadas na parte inferior, em cada extremidade. A força máxima (CVM) foi determinada através da média da janela móvel de 1 s. Cada dedo foi testado segundo ordem randômica.

A força de digitação, estimada pela EMG, proporcional a força máxima (%Fmáx), tende a variar inversamente com a força (Fmáx) e proporcionalmente com a velocidade de digitação.

A EMG parece ser uma boa indicação da ativação muscular, mas não reflete completamente a força aplicada pelos dedos.

Rempel et al., 1994. apresenta a segunda parte do estudo anterior. Neste artigo dez pessoas digitaram em três teclados com força de ativação diferentes e foi registrada a força de toque do dedo e a EMG dos flexores dos dedos. O sistema de medição de força é composto por duas células de carga com sensores estensométricos colocados sob o teclado, um em cada extremidade, como é descrito na parte 1.

Não foram observadas diferenças no nível de força aplicada pelos dedos, nem nos níveis de atividade de EMG durante a digitação nos teclados com força de acionamento de 0,28 e 0,56 N. Porém, houve diferença significativa entre a força e a EMG quando os digitadores usaram o teclado com força de acionamento de 0,83 N. Os resultados sugerem que para a minimização dos carregamentos biomecânicos dos tendões e músculos do antebraço, teclados com força de acionamento de 0,56 N ou menos devem ser escolhidos.

Hedge et al., 1996, utilizou o mesmo sistema para medir força durante digitação que outros três apresentados nesta revisão. As células de carga são fixadas na parte inferior do teclado como mostra a Figura 14.

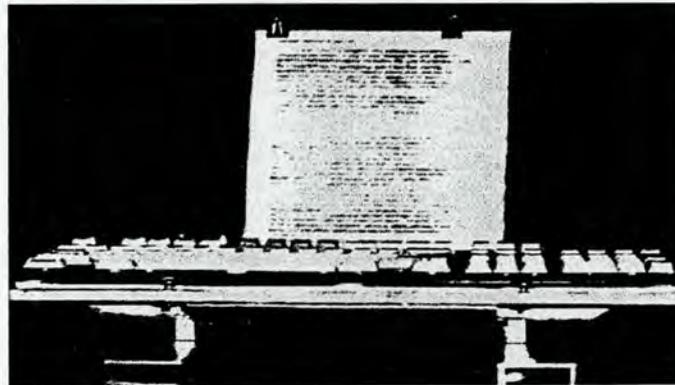


Figura 13. Sistema para medir força com duas células de força fixas sob o teclado, Segundo Hedge, et al., 1996

O autor afirma que é comum encontrar, nos escritórios atuais, trabalhadores usando talas ou numerosos acessórios ergonômicos - utilizados com a melhor das intenções, porém ineficientes. Os problemas relacionados com o sistema músculo-esqueleto associados com o uso de computadores é cada vez mais comum - LER por excesso de uso das mãos ocorre em mais de 50% dos problemas ocupacionais.

Modelos convencionais de processos que levam à lesões por traumas cumulativos enfatizam três fatores de risco: postura, força e repetitividade. Digitação envolve repetição - por exemplo, digitadores fazem mais de 10.000 toques por hora.

A redução dos riscos associados a força e a postura podem compensar os efeitos negativos da repetitividade. Os efeitos da força de acionamento da tecla não são um fator de risco muito fácil de ser trabalhado, mas há amplas evidências que o risco causado pela postura incorreta dos punhos pode ser reduzido com a troca de teclados, por outros mais adequados.

Estudos mostram que a postura estática e dinâmica dos punhos são salientes fatores de risco na etiologia da Síndrome do Túnel do Carpo e traumas cumulativos relacionados com os membros superiores.

Vários estudos afirmam que as lesões por traumas cumulativos estão associadas ao desvio do punho em qualquer tarefa, ao desvio do punho em digitação, ao desvio do punho e força de impacto do dedo em digitação, ao esforço executado pelas mãos, a alta frequência de movimentos das mãos e dedos. A redução destes fatores em digitação diminui o risco de LER .

Com relação à pressão no Túnel do Carpo os autores afirmam que é baixa se o punho estiver em extensão de 0 a 15°, e é maior que 40 mm Hg se o punho estiver em flexão ou extensão superior a 20°.

Existe uma zona neutra onde os riscos de lesões são menores com relação ao desvio do s punhos: 15° de extensão, 20° de flexão, 20° de desvio ulnar e 20° desvio radial.

Registros simultâneos de força e EMG são mostrados na Figura 15.

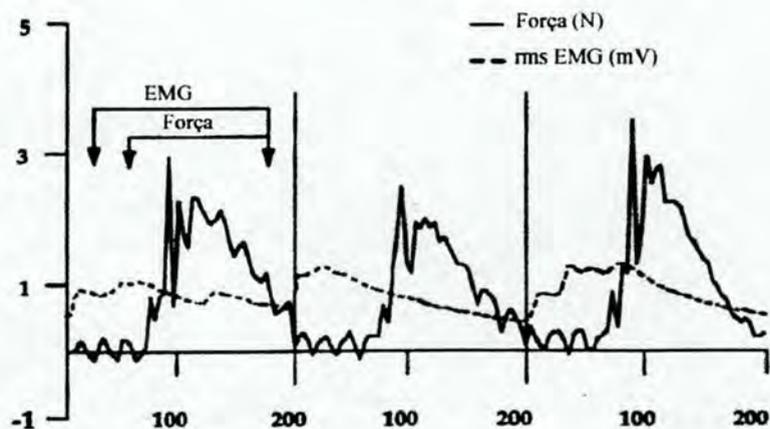


Figura 14. Registro de força (N) e EMG (mV) x tempo (s) para três teclados de marcas diferente. Segundo Hedge et al., 1996.

## 2.4 Normalização

Mirka, 1991 quantificou o erro da normalização na EMG. A normalização é uma técnica usada para quantificar o sinal eletromiográfico (EMG) de modo que os sinais de diferentes músculos ou indivíduos possam ser comparados. A atividade mioelétrica relativa é representada por uma porcentagem de um valor de referência. Este valor de referência pode ser o nível de atividade elétrica correspondente à contração voluntária máxima (CVM), ou o nível de atividade elétrica voluntária sub-máxima (CVS).

As técnicas de comparação permitem análises dos valores EMG cruzando as variáveis de condição. Comparações entre sujeitos podem ser feitas porque a soma das atividades para um dado sujeito é comparada à atividade referente a esse sujeito e portanto, esta técnica também permite comparações do EMG de uma pessoa de um dia para o outro, pois as variações que ocorrem como: impedância da pele, posição dos eletrodos, e outras, podem ser controladas pela normalização.

Quatro sujeitos participaram do experimento. Foi coletado sinal EMG dos extensores do tronco, em CVM, para vários ângulos do tronco. Também foram coletados sinais de EMG para diferentes velocidades de deslocamento em cada ângulo e em valores percentuais de CVM. O equipamento utilizado é mostrado na Figura 7.

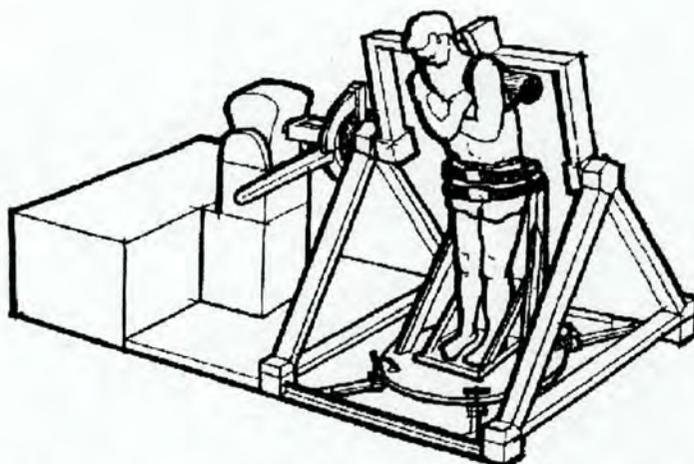


Figura 15. Equipamento utilizado para realizar os ensaios.  
Segundo Mirka, 1991.

A Normalização foi feita por dois métodos:

Método da Múltipla Referência:

$$\text{EMG Normalizado} = \frac{\text{EMG}(i, j, k) - \text{MINEMG}(i, j, k)}{\text{MAXEMG}(i, j, k) - \text{MINEMG}(i, j, k)} \quad (1)$$

onde:  $\text{EMG}(i,j,k)$  é o sinal integrado EMG do ângulo de tronco  $i$ , para o músculo  $j$ , para o sujeito  $k$ .

$\text{MAXEMG}(i,j,k)$  é o máximo sinal integrado EMG para CVM do ângulo do tronco  $i$ , para o músculo  $j$ , para o sujeito  $k$ .

$\text{MINEMG}(i,j,k)$  é o mínimo sinal integrado EMG para postura estática, sem carga, no ângulo do tronco  $i$ , para o músculo  $j$ , para o sujeito  $k$ .

Método de Normalização de simples referência:

$$\text{EMG Normalizado} = \frac{\text{EMG}(i, j, k) - \text{MINEMG}(0, j, k)}{\text{MAXEMG}(0, j, k) - \text{MINEMG}(0, j, k)} \quad (2)$$

onde:  $\text{EMG}(i,j,k)$  é o sinal integrado EMG do ângulo de tronco  $i$ , para o músculo  $j$ , para o sujeito  $k$ .

$\text{MAXEMG}(0,j,k)$  é o máximo sinal integrado EMG para CVM do ângulo do tronco  $0$ , para o músculo  $j$ , para o sujeito  $k$ .

$\text{MINEMG}(0,j,k)$  é o mínimo sinal integrado EMG para postura estática, sem carga, no ângulo do tronco  $0$ , para o músculo  $j$ , para o sujeito  $k$ .

O método de Normalização de Múltipla Referência apresentou melhores resultados.

## 2.5 RULA - Método para Avaliação de Risco de Aquisição de LER

McAtamney et al., 1993, desenvolveu o método RULA - Rapid Upper Limb Assessment, que é um método de estudo desenvolvido para ser usado em investigações ergonômicas de postos de trabalho onde existe a possibilidade de desenvolvimento de lesões por esforços repetitivos em membros superiores.

Este método foi desenvolvido para ser aplicado em operadores de máquinas industriais, técnicos que realizam inspeção, pessoas que trabalham com corte de peças, embulhadores, etc.. Também foi desenvolvido para avaliação de posturas, forças necessárias e atividade muscular de operadores de terminais de vídeo.

O método usa diagramas de posturas do corpo e três tabelas que avaliam o risco de exposição a fatores de risco como *fatores de carga externos* que incluem: número de movimentos, postura estática, força, postura de trabalho determinada por equipamentos e mobiliários, tempo de trabalho e pausa

São citados outros fatores importantes, mas que variam de pessoa para pessoa, como postura adotada, atividade muscular estática desnecessária, velocidade e precisão de movimentos, frequência e duração das pausas feitas pelo operador. Existem fatores que alteram a resposta de cada indivíduo para carregamentos específicos, fatores individuais (como experiência ou idade), fatores ambientais do posto de trabalho e variáveis psicológicas. Muitos outros fatores também são associados como fatores de risco para lesões dos membros superiores.

No esforço de avaliar os primeiro carregamentos externos descritos anteriormente, RULA foi desenvolvida para:

1. oferecer um método rápido para mostrar aos trabalhadores o real risco de adquirir LER (lesões por Esforços Repetitivos);
2. identificar o esforço muscular que está associado a postura de trabalho, força exercida, atividade estática ou repetitiva, e como podem contribuir para a fadiga muscular.
3. oferecer resultados que poderiam ser incorporados a avaliação ergonômica física, epidemiológica, , mental, fatores ambientais e organizacionais.

O desenvolvimento do método ocorre em três fases. A primeiro é uma método de gravação da postura de trabalho, o segundo a aplicação de um sistema de score e o terceiro é a aplicação de uma escala de níveis de ação.

Para produzir um método rápido o corpo foi dividido em dois grupos, A e B. O grupo A inclui os braços, antebraços, e mãos. Enquanto o grupo B inclui o pescoço, tronco e pernas.

Cada parte do corpo é dividida em seções e recebe um número 1 se o risco de lesão for o menor possível, o número aumenta proporcionalmente com o risco.

Para permitir a fácil identificação da escala de posturas no diagrama, cada segmento do corpo esta apresentado no plano sagital. Se a postura não pode ser representada nestes diagramas, por exemplo quando ocorre abdução, o nível de risco deve ser adotado fora deste diagrama.

Níveis de ação:

Nível de ação 1: Escore 1 ou 2 indica que a postura é aceitável se ela não for mantida ou repetida por longos períodos de tempo.

Nível de ação 2: Escore 3 ou 4 indica que investigações são necessárias e alterações devem ser feitas

Nível de ação 3: Escore 5 ou 6 indica que investigações são necessárias e que alterações devem ser feitas em breve.

Nível de ação 4: Escore 7 indica que investigações são necessárias e que alterações devem ser feitas imediatamente.

## **CAPÍTULO 3**

# **BIOMECÂNICA DA MÃO**

### **3.1 Introdução**

Aristóteles dizia que a mão é a ferramenta das ferramentas e Newton dizia que se a existência de Deus não se provasse por si só, a complexidade e perfeição da mão provariam.

A mão é o final de uma cadeia mecânica de vários níveis que começa no ombro. A mobilidade do ombro, cotovelo, e punhos, todos operando em diferentes planos, permitem que a mão movimente-se em um grande volume no espaço, o que permite que qualquer parte do corpo seja alcançada com relativa facilidade. A mão possui alta maleabilidade e mobilidade. Ela possui uma grande variedade de funções, desde pegar objetos com vários formatos, até a exploração tátil, ou enfatizar a expressão da essência de uma idéia. O conjunto de 19 ossos e 14 articulações da mão compõe uma estrutura de extraordinária adaptabilidade.

A mão não é apenas um órgão de execução, mas também um receptor sensorial extremamente sensível e preciso. A mão fornece ao córtex cerebral o conhecimento de espessura e de distâncias, o que faz dela o educador da vida, que permite controlar e interpretar as informações. Ela é a base de um sentimento muito particular, a estereognosia, conhecimento do relevo, da forma, da espessura e do espaço. Também é o educador do cérebro para as noções de superfície, peso e temperatura.

Os dedos são componentes elementares da mão (Figura 16a, 16b). Cada unidade digital estende-se a partir do meio da mão e é composta por um metacarpo e três falanges, duas no polegar. Os dedos são numerados desde o lado radial até o ulnar: I (polegar), II (indicador), III (médio), IV (anular), e V (mínimo).

Cada dedo possui uma respectiva articulação metacarpal entre o osso carpal e o metacarpal. A próxima articulação é a metacarpofalangeal que liga o osso metacarpal na falange

proximal. Entre as falanges proximal e distal estão as articulações interfalangeais. O polegar apresenta apenas uma articulação intergalangeal.

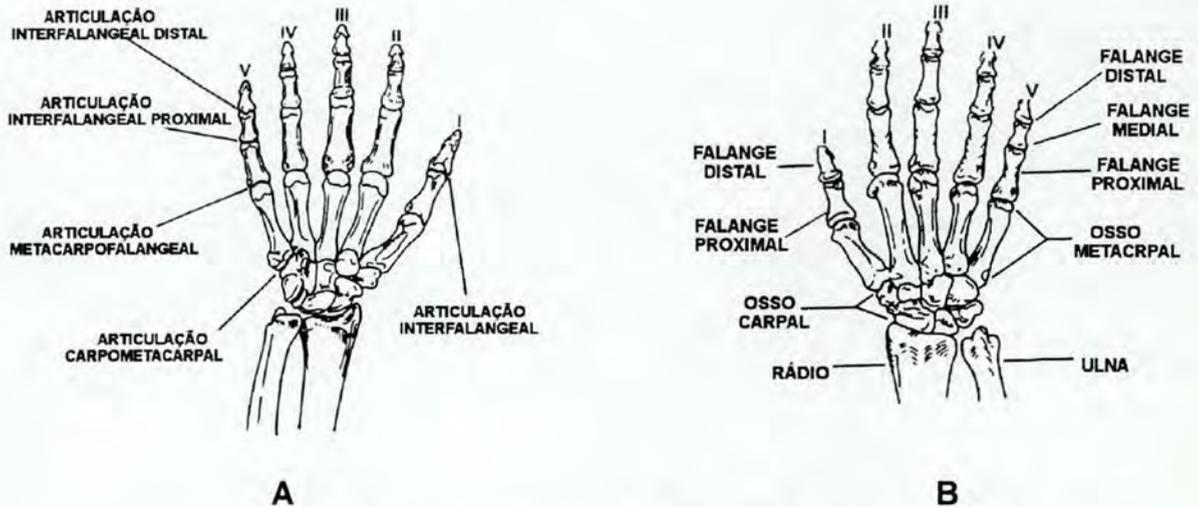


Figura 16. (A) vista anterior (palmar) da mão, (B) vista posterior (dorsal) da mão. Segundo Nordin e Frankel, 1980.

Quando os dedos flexionam-se para pegar um objeto, o movimento gerado pelas articulações longitudinais descrevem trajetórias que podem ser descritas por modelos matemáticos conhecidos como espiral equiângula, ou espiral logarítmica (Figura 17).

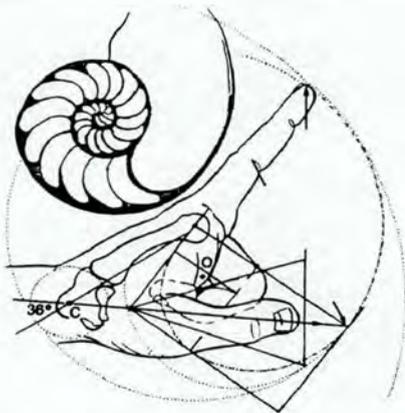


Figura 17. Extensão, e flexão total do dedo. Espiral com série de triângulos isóceles, segundo Nordin e Frankel, 1980.

A base da construção destas espirais são triângulos isósceles com um ângulo de  $36^\circ$ . Este modelo biológico natural é encontrado em verticilos de flores, ou na forma de um ovo, e é perfeitamente identificável na estrutura da concha Nautilus. A curva equilátera descrita pelos dedos, quando fechados, é determinada pelo raio das médias dos comprimentos articulares do metacarpo (71 mm), da falange proximal (46 mm), da falange média (28 mm) e da falange distal (18 mm) com, aproximadamente, a Seqüência de Fibonacci.

Nesta seqüência, descrita por Fibonacci em 1202, cada número é a soma dos dois anteriores; a razão entre dois números consecutivos é constante e aproximadamente 1,618. Isto

mostra como a mão, com seus segmentos com comprimentos diferentes, sempre consegue adaptar-se a todas as formas superficiais (Nordin e Frankel, 1980).

Os ossos da mão são arranjados em três arcos, dois transversais e um longitudinal (Figura 18).

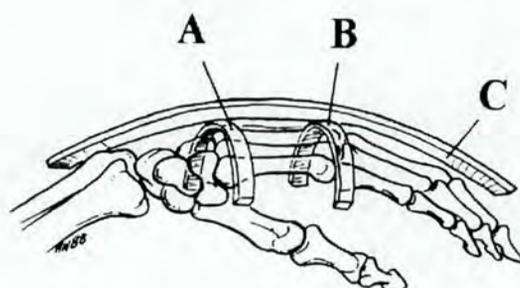


Figura 18. Arcos de curvatura da mão. A - arco proximal transversal, B - arco transversal distal, C - arco longitudinal, segundo Nordin e Frankel, 1980.

### 3.2 Cinemática da Mão

A mão é um órgão de altíssima mobilidade que pode coordenar uma variedade infinita de movimentos com relação a cada um de seus componentes.

Nos dedos, o segundo e o terceiro metacarpos são ligados ao trapézio e ao capitato. Os ossos metacarpais e carpais constituem uma unidade imóvel na mão.

As articulações metacarpofalangeais são do tipo condiliano. Elas possuem dois graus de liberdade: flexo-extensão, no plano sagital; inclinação lateral no plano frontal.

O limite de movimento da articulação metacarpofalangeal, a partir da posição de  $0^\circ$ , é de aproximadamente  $90^\circ$ . Porém estes valores diferem para cada dedo. O dedo mínimo apresenta a maior flexão (inferior a  $95^\circ$ ), e o dedo indicador a menor que é de  $75^\circ$ .

As articulações interfalangeais possuem somente um grau de liberdade: a cabeça da falange tem a forma de uma polia e possui um eixo transversal, ao redor do qual se efetuam os movimentos de flexo-extensão no plano sagital; a base da falange distal é formada por duas pequenas cavidades glenóides que se apoiam sobre a face da tróclea. A crista plana que separa as duas cavidades aloja-se no colo da polia.

A articulação interfalangeal proximal flexiona  $110^\circ$  ou mais, a distal flexiona  $90^\circ$ , dependendo da flexibilidade da articulação, principalmente da proximal.

No polegar a base do metacarpo forma uma junta de assento com o trapézio. Esta configuração permite que o metacarpo do polegar guie seu movimento em um espaço cônico. Funcionalmente, o mais importante movimento do polegar é a oposição. A abdução combinada com a rotação da articulação metacarpofalangeal e da interfalangeal, move o polegar em direção ao dedo mínimo.

Um grande número de funções anatômicas contribuem para a estabilidade e controle de varias articulações da mão. As ações coordenadas pelos músculos extrínsecos e intrínsecos da mão, permitem o controle do movimento dos dedos. Os tendões dorsais contribuem para o controle da articulações interfalangeais, e o sistema de polias das bainhas dos tendões facilita a suave e estável flexão das articulações.

Todas as articulações digitais tem uma característica em comum: elas foram desenhadas para funcionar em extensão.

Os movimentos de rotação dos dedos são controlados pelos músculos extrínsecos e intrínsecos. Os músculo extrínsecos originam-se no braço e antebraço. Os músculos intrínsecos são confinados na mão. Apesar de a contribuição de cada sistema ser diferente, o funcionamento coordenado dos músculos extrínsecos e intrínsecos são essenciais para uma satisfatória performance da mão.

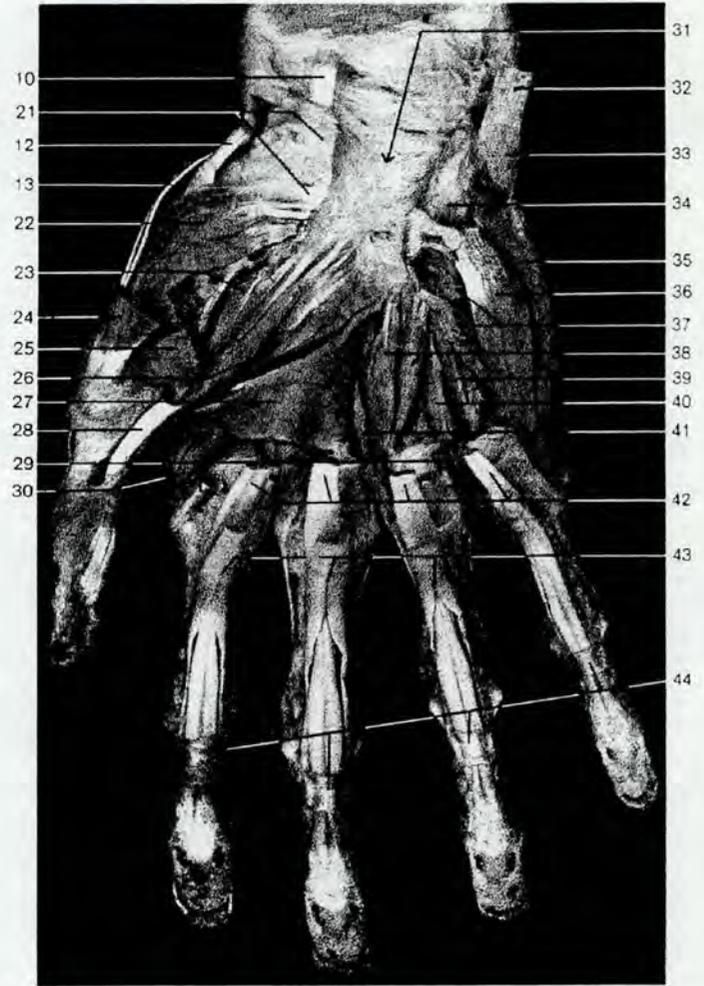
Os tendões extensores longos são estruturas planas (Figura 19a, 19b, 22c) que emergem de suas bainhas sinoviais, no lado dorsal do carpo, e agem sobre a articulação metacarpofalangeal.

O leque interósseo de fibras e a trifurcação do tendão extensor longo, resulta na formação de uma banda medial e duas laterais.

Estas duas bandas laterais são responsáveis pelo movimento da articulação interfalangeal proximal. Elas seguem suas vias distais e fundem-se sobre o dorso da falange medial, formado um tendão terminal, com inserção no tubérculo dorsal da falange distal. Este tendão terminal é ligado na falange proximal por meio de ligamentos reticulares oblíquos. Estes ligamentos originam-se na falange proximal e correm lateralmente à articulação interfalangeal proximal.

**A**

Músculos do polegar e do indicador (vista lateral). Estão expostos os tendões extensores do polegar e as inserções dos tendões flexores do indicador.

**B**

Músculo da mão (vista palmar). Os tendões dos músculos flexores e parte dos músculos do polegar foram retirados. O canal do carpo foi aberto.

- |  |   |  |
|--|---|--|
| 1 Tendões do extensor breve do polegar e abductor longo do polegar | 16 Vínculo longo  | 28 Tendão do flexor longo do polegar (seccionado)        |
| 2 Retináculo dos extensores  | 17 Tendão do flexor superficial dos dedos entreaberto para passagem do tendão profundo. | 29 Músculos lumbricais (seccionados)                     |
| 3 Tendão do extensor longo do polegar                              | 18 Vínculos dos tendões flexores  | 30 Músculo interósseo dorsal I                           |
| 4 Tendões dos extensores radiais longo e breve do carpo            | 19 Tendão do flexor profundo dos dedos  | 31 Posição do canal do carpo                             |
| 5 Músculo interósseos dorsal I                                     | 20 Vínculo breve  | 32 Tendão do flexor ulnar do carpo                       |
| 6 Tendão do extensor do dedos para o indicador                     | 21 Eminência carpea radial (parte seccionada do retináculo dos flexores)                | 33 local do osso pisiforme                               |
| 7 Local da articulação metacarpofalangea                           | 22 Músculo oponente do polegar  | 34 Hâmulo do osso hamato                                 |
| 8 Tendão de músculo lumbrical                                      | 23 Cabeça profunda do flexor breve do polegar   | 35 Músculo abductor do dedo mínimo                       |
| 9 Expansão digital dorsal do indicador                             | 24 Músculo abductor breve do polegar (seccionado)                                       | 36 Músculo flexor breve do dedo mínimo                   |
| 10 Tendão do flexor radial do carpo (seccionado)                   | 25 Cabeça superficial do flexor breve do polegar (seccionado)                           | 37 Músculo oponente do dedo mínimo                       |
| 11 Tabaqueira anatômica  | 26 Cabeça oblíqua do abductor do polegar  | 38 Músculo interosseo palmar II                          |
| 12 Tendão do abductor longo do polegar                             | 27 Cabeça transversa do adutor do polegar   | 39 Músculo interosseo palmar III                         |
| 13 Tendão do extensor breve do polegar                             |   | 40 Músculo interosseo dorsal IV                          |
| 14 Tendão do abductor breve do polegar                             |   | 41 Músculo interosseo dorsal III                         |
| 15 Expansão dorsal do extensor do polegar                          |   | 42 Tendões do flexor profundo dos dedos (seccionado)     |
|  |   | 43 Tendões do flexor superficial dos dedos (seccionados) |
|  |   | 44 Bainhas fibrosas dos flexores                         |

Figura 19. Músculos e tendões da mão, (A) vista lateral, (B) vista palmar. Segundo Yokochi., 1993.

Se o dedo flexiona-se somente na articulação interfalangeal proximal, todo o extensor trifurcado é puxado, e a parte central desliza. Somente parte do relaxamento na banda lateral é requerida para flexão da articulação interfalangeal, porque esta banda corre próxima do centro de giro da articulação. Portanto, parte deste relaxamento ficará, permitindo flexão passiva ou ativa na falange distal mas não extensão ativa. Esta liberação da falange distal é a base da dupla flexão e extensão das articulações interfalangeais proximais e distais.

A configuração da articulação interfalangeal proximal oferece estabilidade, particularmente, nos esforço cortantes e esforços no sentido rotacional. A estabilidade ligamentar das articulações está garantida por dois fortes ligamentos colaterais, e um suporte do tipo sede, tridimensional, no plano palmar, com a base da falange medial e o acessório lateral ligamentar. Esta confluência de ligamentos é fortemente fixada na falange proximal, e pela bainha do tendão proximal no plano palmar.

### **3.3 Sistema de Polias da Bainha do Tendão Flexor Digital**

A maioria dos tendões da mão são envolvidos por bainhas, ou retináculos (Figura 20), que os mantém próximos a estrutura do esqueleto. Estes formam um braço de alavanca relativamente constante com centro de giro na articulação.

Como os tendões flexores são uma extensão de seus músculos, os tendões flexores digitais passam através do túnel do carpo (Figura 22c) e depois distribuem-se nos respectivos dedos. O tendão superficial insere-se na falange medial, e o flexor profundo na falange distal. Estes dois tendões são envolvidos por bainhas sinoviais, e são fixados nas falanges pelas fibras das bainha. A localização estratégica das bainhas formam cinco polias anulares (A1, A2, A3, A4, e A5) e três polias cruciformes (C1, C2 e C3) (Figura 20). Esta polias formam uma suave curva de maneira que não formam-se ângulos ou dobras ao longo do curso do tendão. Conseqüentemente, as áreas de alta pressão entre o tendão e a bainha são minimizadas.

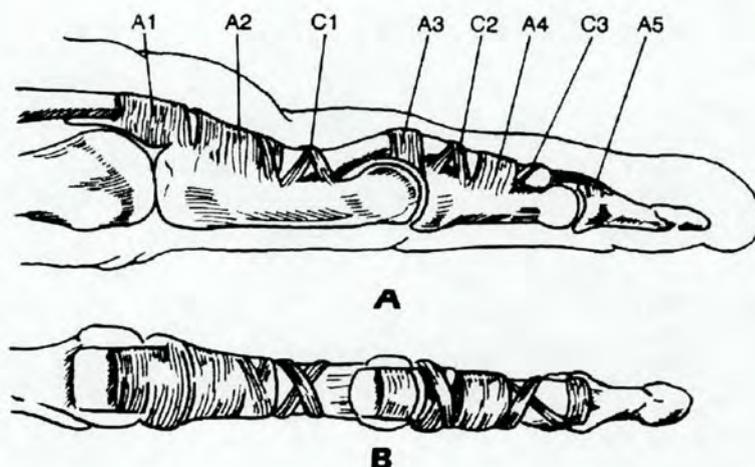


Figura 20. (A) vista mediolateral, (B) vista palmar. A1, A2, A3, A4 e A5 são polias anulares, C1, C2 e C3 são polias cruciformes. Segundo Nordin e Frankel, 1980.

O uso de algumas regras básicas da geometria permitem calcular a excursão do tendão em relação ao movimento angular da articulação, como mostra a Figura 21. Quando uma alavanca gira um ângulo  $\theta$ , sobre um eixo, a distância  $E$ , referente ao deslocamento de um ponto da alavanca, é proporcional à distância entre o centro de giro e a distância  $r$  deste ponto,  $E = f(r, \theta)$ . No caso particular do dedo, quando a alavanca gira  $60^\circ$ , a distância  $E = r$ , que é o braço de alavanca.

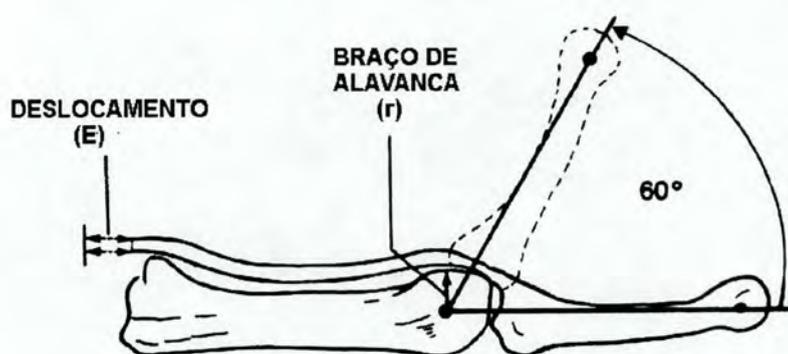
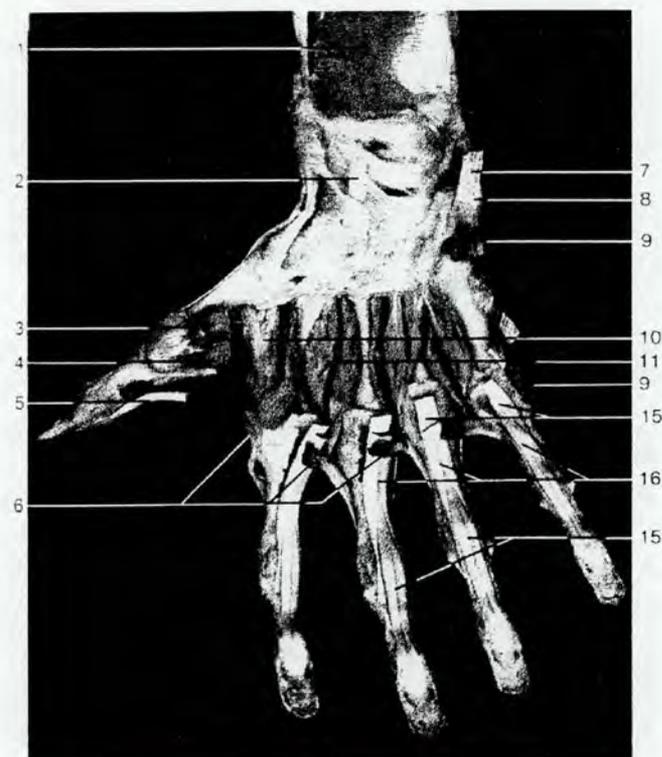
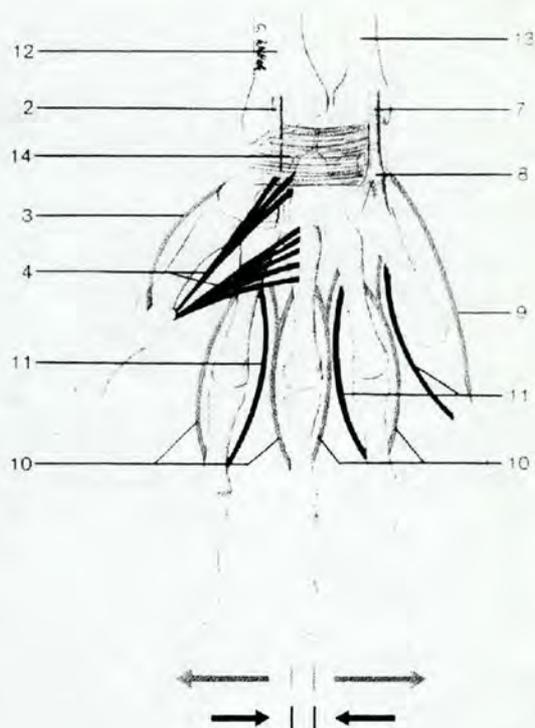


Figura 21. Quando a articulação metacarpofalangeal é flexionada  $60^\circ$ , a excursão do tendão ( $E$ ) é igual ao braço de alavanca ( $r$ ), segundo Nordin e Frankel, 1980.



A

Músculo da mão direita, camada profunda (vista palmar). Os músculos tenares e hipotenares foram retirados para mostrar os músculos interósseos.

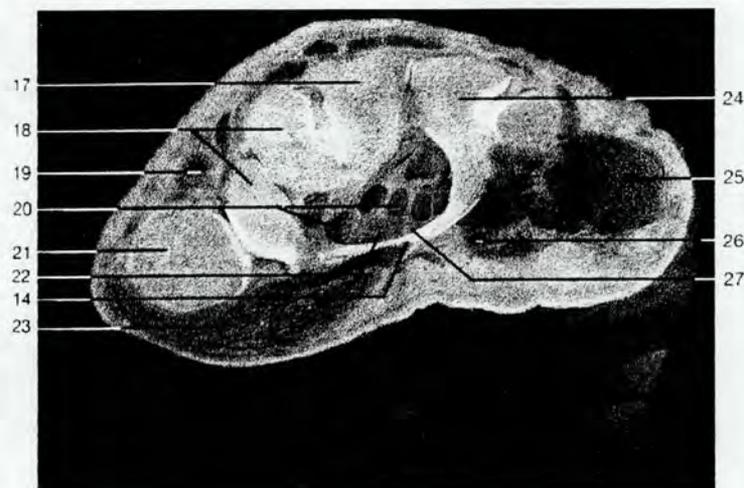


B

Ações dos músculos interósseos na abdução e adução dos dedos (desenho esquemático, vista palmar).

Vermelho = **Abdução** (músculos interósseos dorsais, abductor do dedo mínimo e abductor breve do polegar)

Preto = **Adução** (músculos interósseos palmares, adutor do polegar).

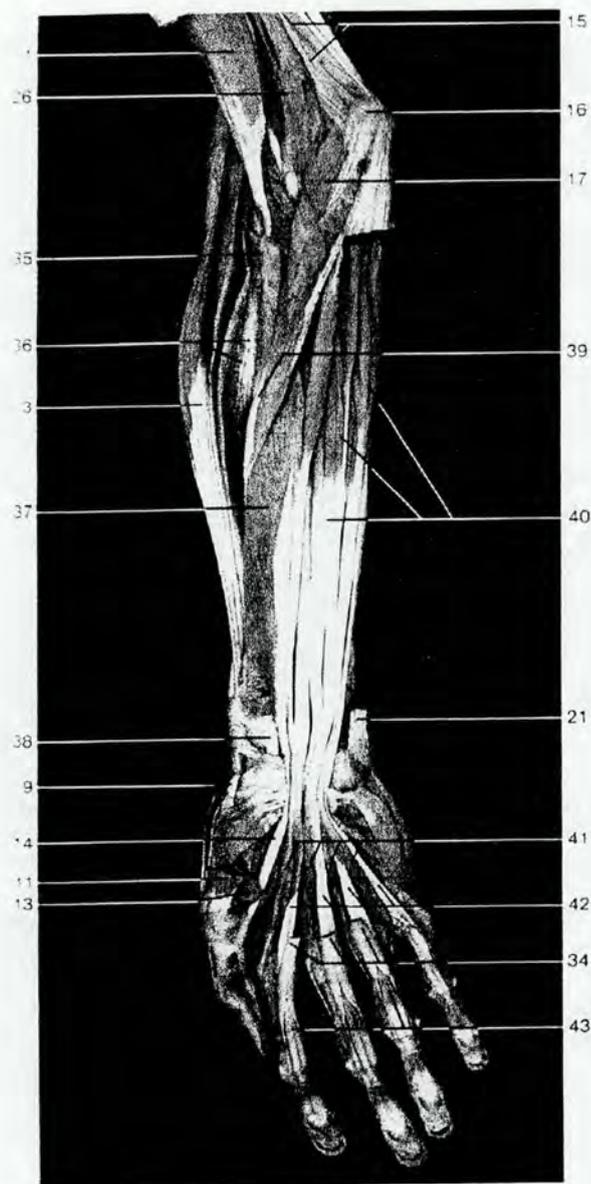


C

- 1 Músculo pronador quadrado
- 2 Tendão do flexor radial do carpo
- 3 Músculo abductor breve do polegar (seccionado)

- 4 Músculo do polegar (seccionado)
- 5 Tendão do flexor longo do polegar
- 6 Mm. Lumbricais (seccionados)
- 7 Tendão do flexor ulnar do carpo
- 8 Osso pisiforme
- 9 Músculo abductor do dedo mínimo (seccionado)
- 10 Mm. Interósseos dorsais
- 11 Mm. Interósseos palmares
- 12 Rádio
- 13 Ulna
- 14 Retináculo dos flexores
- 15 Tendões do flexor profundo dos dedos
- 16 Tendões do flexor superficial dos dedos
- 17 Osso capitato
- 18 Osso trapézio ou trapezóide
- 19 Artéria radial
- 20 Tendões de músculos flexores
- 21 Osso metacarpeo
- 22 Nervo mediano
- 23 Músculos tenares
- 24 Osso hamato

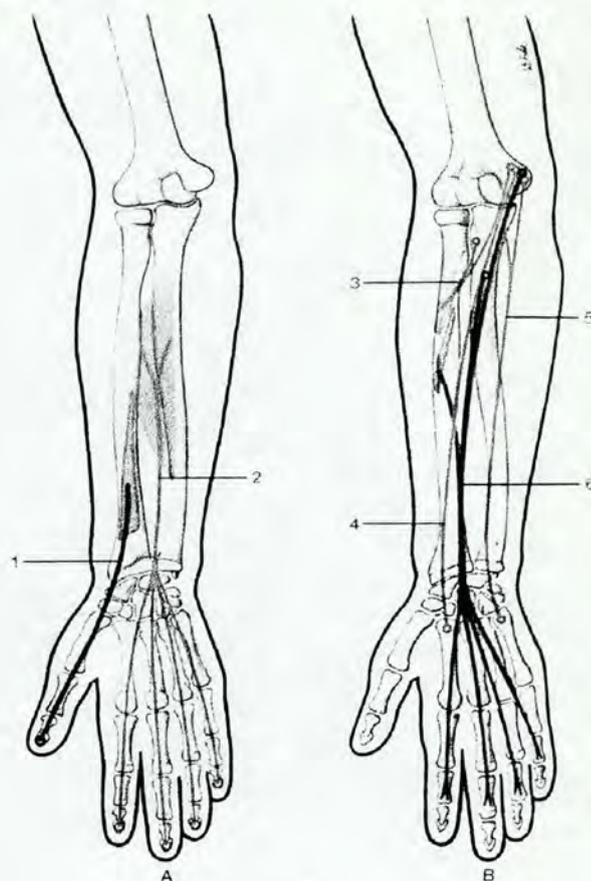
Figura 22. (A) e (C) músculos da mão, (B) ação dos músculos interósseos. Segundo Yokochi, 1993.



A

**Músculos de antebraço.** Camada média (vista anterior). Os músculos palmar longo, flexor radial do carpo e flexor ulnar do carpo foram parcialmente retirados. O retináculo dos flexores foi seccionado.

- 23 Músculo adutor do dedo mínimo
- 24 Fascículos transversos da aponeurose palmar
- 25 Bainhas fibrosas digitais dos tendões flexores dos dedos
- 26 Músculo branquial
- 27 Músculo flexor longo do polegar
- 28 Canal do carpo (estilete)
- 29 Músculo tríceps do braço
- 30 Músculo flexor superficial dos dedos
- 31 Osso pisiforme
- 32 Músculo oponente do dedo mínimo



B

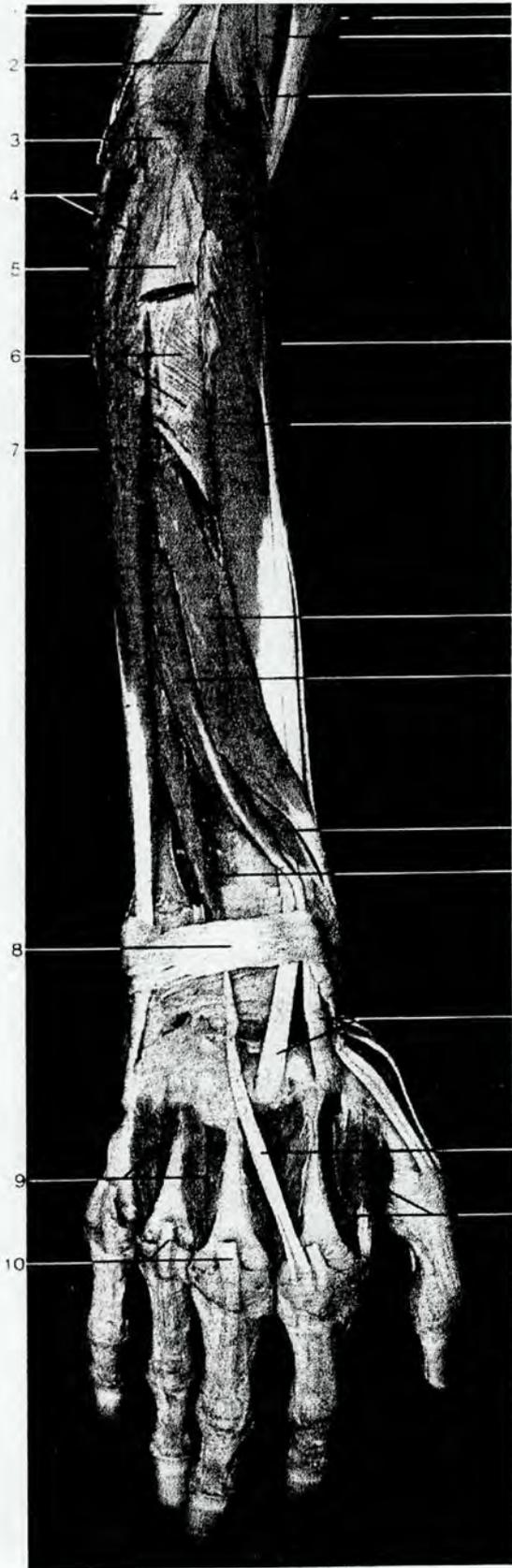
**Posição dos flexores dos dedos e da mão.** (Desenho esquemático.)

A camada profunda  
B camada superficial

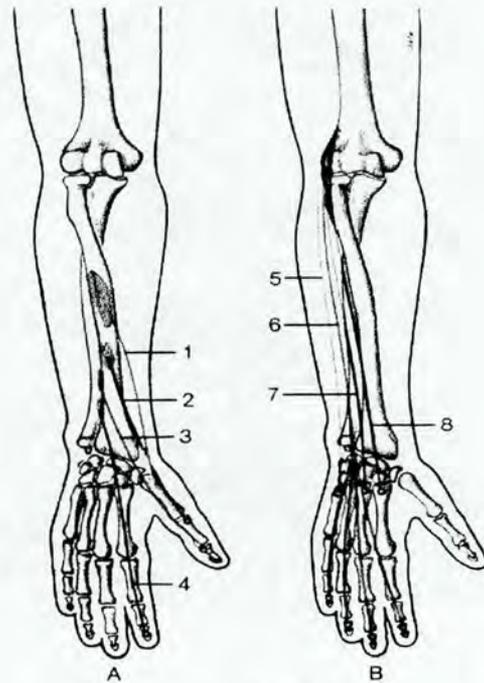
↑

- 1 Músculo flexor longo do polegar (azul)
- 2 Músculo flexor profundo dos dedos (vermelho)
- 3 Músculo pronador teres (vermelho)
- 4 Músculo flexor radial do carpo (vermelho)
- 5 Músculo flexor ulnar do carpo (vermelho)
- 6 Músculo flexor superficial dos dedos (azul)
  
- 33 Músculo flexor breve do dedo mínimo
- 34 Tendões do flexor superficial dos dedos
- 35 Músculo supinador
- 36 M. extensor radial breve do carpo
- 37 Músculo flexor longo do polegar
- 38 Tendão do flexor radial do carpo
- 39 Músculo pronador teres (inserção no rádio)
- 40 Músculo flexor profundo dos dedos
- 41 Músculos lumbricais
- 42 Tendões do flexor profundo dos dedos
- 43 Tendões do flexor profundo dos dedos atravessando os tendões do flexor superficial dos dedos
- 44 Retináculo flexor

Figura 23. (A) músculos do antebraço, camada média, (B) posição dos flexores dos dedos e da mão. Segundo Yokochi, 1993.



- 11 1 Músculo tríceps do braço
- 12 2 Septo intermuscular lateral
- 13 3 Epicôndilo lateral do úmero
- 4 Músculo ancônio
- 5 Extensores dos dedos e do dedo mínimo (seccionado)
- 6 Músculo supinador
- 7 Músculo extensor ulnar do carpo
- 8 Retináculo dos extensores
- 9 Músculos interósseos dorsais III e IV
- 10 Tendões do extensor dos dedos (seccionados)
- 11 Músculo bíceps do braço
- 12 Músculo braquial
- 13 Músculo braquiorradial
- 14 Músculo extensor radial longo do carpo
- 15 Músculo extensor radial breve do carpo
- 16 Músculo abductor longo do polegar
- 17 Músculo extensor longo do polegar
- 18 Músculo extensor breve do polegar
- 19 Músculo extensor do indicador
- 20 Tendões dos extensores radiais longo e breve do carpo
- 21 Músculo interósseo dorsal:l



**A**

**Posição dos extensores do antebraço e da mão.**  
(desenho semi-esquemático)

- A Extensores do polegar
- B Extensores dos dedos e mão

- 1 Abductor longo do polegar (vermelho)
- 2 Extensor breve do polegar (azul)
- 3 Extensor longo do polegar (vermelho)
- 4 Extensor do indicador (azul)
- 5 Extensor ulnar do carpo (azul)
- 6 Extensor dos dedos (vermelho)
- 7 Extensor radial breve do carpo (azul)
- 8 Extensor radial longo do carpo (azul)

**B**  
**Músculos extensores do antebraço e mão.**  
Camada profunda (vista posterior).

Figura 24. (A) músculos do antebraço, camada profunda, (B) posição dos extensores dos dedos e da mão. Segundo Yokochi, 1993.

No tendão digital, o braço de alavanca e conseqüentemente a excursão, são maiores na articulação mais proximal. O tendão flexor superficial tem uma excursão maior que o tendão flexor profundo. A excursão do tendão flexor é maior que no tendão extensor, e a excursão do tendão do músculo intrínseco, geralmente, é maior que a do tendão do músculo extrínseco. Os valores da excursão do tendão são mostrados na tabela 1.

Tabela 1. Excursão total aproximada dos tendões dos músculos dos dedos.

Músculo	Excursão do tendão (mm)
interósseos	30
extensor breve do polegar	30
abductor longo do polegar	30
lumbricais	40
tenar	40
extensor dos dedos	50-60
flexor dos dedos	60-70

Segundo Nordin e Frankel, 1980.

O movimento de flexão-extensão das três articulações dos dedos, não resulta somente da ação antagonista dos flexores longos e extensores. Os músculos intrínsecos (interósseos e lumbricais) atuam como moderadores entre essas forças. Cada mão pode ser vista como um sistema interligado de segmentos ósseos, cujas articulações são estendidas pelos ligamentos, tendões e músculos. A maioria dos tendões da mão estendem duas ou mais articulações, formando um sistema biarticulado, ou poliarticulado, ou por cadeias, que podem ser consideradas como uma unidade anatômica. De uma maneira simplificada, a cadeia biarticulada consiste em um conjunto de duas juntas e dois tendões.

### 3.4 Forças Musculares nas Mãos Durante Preensão

Muitos estudos tem conduzido a análises tridimensionais da forças intrínsecas dos tendões dos dedos e polegar, durante várias funções isométricas da mão.

Utilizando o modelo anatômico tridimensional, desenvolvido por Chau et al., 1976, segundo Nordin, 1980, foram feitos estudos com o dedo indicador durante a preensão palmar, preensão em pinça, e em atividades como pega em alça para transporte de maleta, preensão para segurar um pote e abrindo grandes jarras. Cálculos utilizando um método de otimização, mostraram que para abrir tampa de um grande pote, o músculo flexor profundo foi requerido duas a cinco vezes mais que a força externa aplicada.. O músculo flexor superficial foi particularmente requerido na atividade de preensão em que o polegar faz oposição a ponta do indicador (Figura 25). Geralmente, a força foi duas vezes maior que a força externa. Na preensão lateral (Figura 25) o flexor superficial assegurou a mínima carga, mas o extensor longo e os dois músculos radiais extrínsecos contribuíram com grandes forças. O radial interósseo promoveu o balanço necessário para prevenir o desvio na articulação metacarpal proximal, criando um momento contrário ao momento gerado pelo extensor longo. Os músculos intrínsecos produziram mais força para estabilizar a articulação metacarpal proximal, durante a preensão em pinça que durante a preensão palmar.

As forças são menores nas articulações interfalangeas distais (Figura 16), tornando-se progressivamente maiores na articulação interfalangial proximal e metacarpal proximal. Os maiores esforços foram executados durante a preensão em pinça lateral, particularmente na articulação metacarpal proximal, porque as forças musculares agem para prevenir desvio ulnar. Outro grande esforço foi executado durante a simulação da atividade de abrir a tampa de um grande pote.

O estudo das forças internas do polegar feitas por Cooney Chao (1977), mostraram que durante o esforço em pinça pulpar (Figura 25), com a aplicação de uma força externa de 10 N, a força de compressão na articulação é de 24 N a 36 N na articulação interfalangial, de 46 N a 66 N na articulação metacarpal proximal, e de 60 N a 134 N na articulação carpometacarpal. Os tendões extrínsecos e intrínsecos do polegar sustentaram forças de tensão de 10 N a 30 N durante a pressão em pinça pulpar, quando a força externa é de 10 N. Forças superiores a 500 N foram produzidas em tendões durante a preensão, quando as forças externas aplicadas foram de 100 N. Geralmente durante uma preensão em pinça pulpar, e a preensão

palmar, as forças nos tendões extrínsecos foram quatro a cinco vezes maiores que as forças externas, e as forças nos tendões intrínsecos foram 1,5 a 3 vezes maiores que as forças aplicadas.

A análise das forças produzidas para várias funções da mão tem importantes aplicações na área da ergonomia. Armstrong e Chaffin, 1979 estudaram a relação entre o método de trabalho e a incidência de síndrome do túnel do carpo. Participaram deste estudo 18 mulheres com síndrome do túnel do carpo, que trabalhavam como costureiras e utilizavam a posição de preensão em pinça com maior frequência que o grupo de controle, também composto por 18 mulheres sem síndrome do túnel do carpo. Chao et al., 1976, mostrou que a força da mão de preensão em pinça pode resultar forças maiores de 20% a 50% nos tendões adjacentes no nervo mediano.

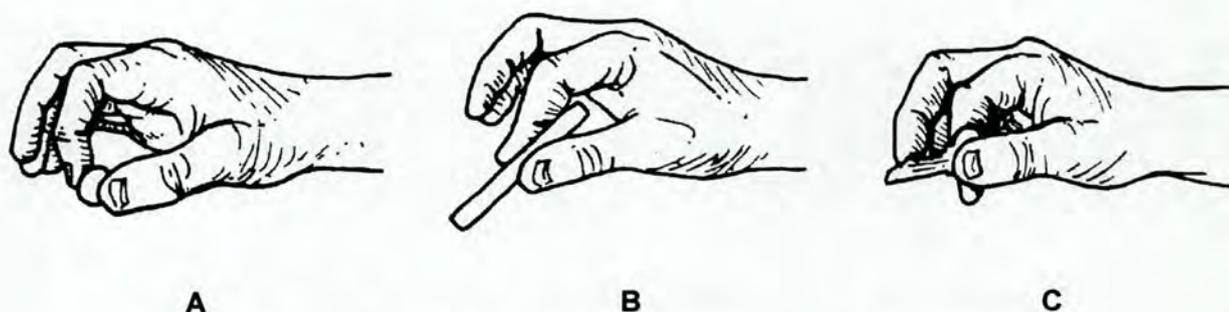
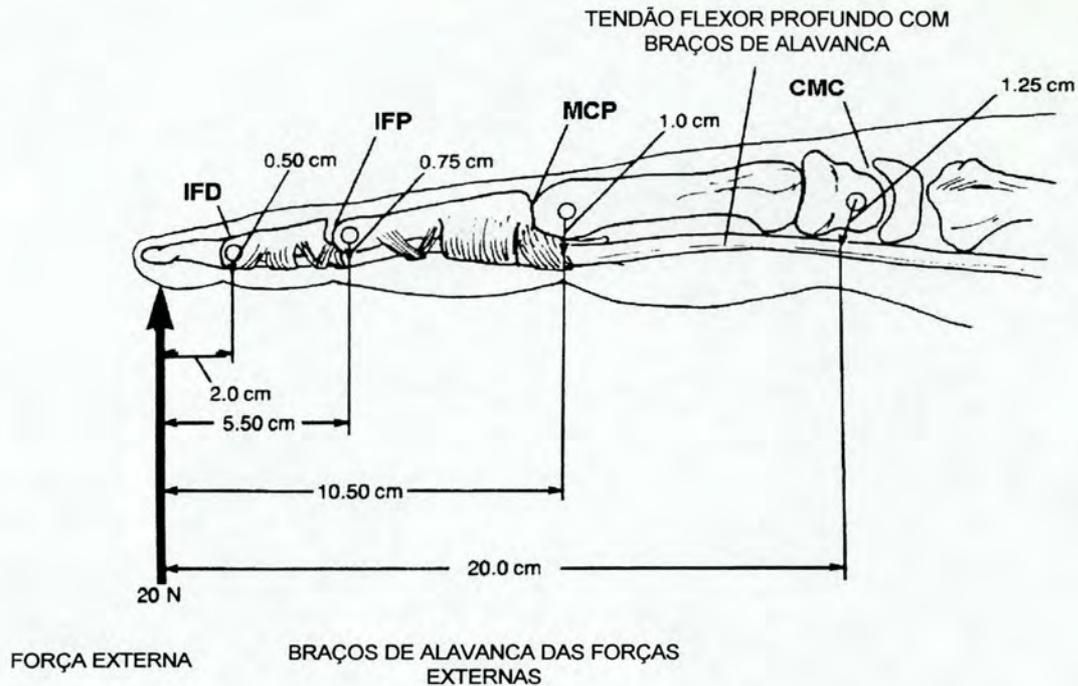


Figura 25. (A) preensão em pinça pulpar, (B) preensão em pinça palmar, (C) preensão em pinça lateral. Segundo Nordin e Frankel, 1980.

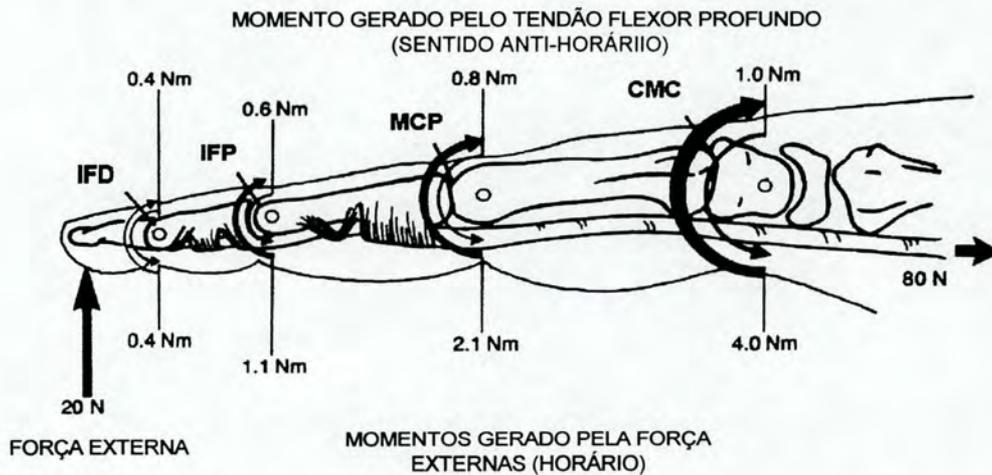
### 3.5 Forças Externas e Momentos

Quando uma força externa é aplicada ortogonalmente ao dedo, o momento gerado por esta carga aumenta no sentido da articulação mais distal (articulação interfalangeal distal) para o mais proximal (articulação carpometacarpal). O momento da principal força de contrabalanço produzido pelo tendão flexor profundo, também aumenta da articulação mais distal para a mais proximal, como é mostrado na Figura 26a e 26b.

Um carregamento de 20 N é aplicado ortogonalmente na ponta do dedo indicador produzindo momentos de 0,4 Nm para a articulação interfalangeal distal, de 1,1 Nm para a articulação interfalangeal proximal, de 2,1 Nm para a articulação metacarpal proximal, e de 4,0 Nm para a articulação carpometacarpal (Figura 26b).



A



B

Figura 26. (A) dedo indicador em equilíbrio com força externa aplicada de 20 N na superfície palmar da ponta do dedo. (B) momento gerado pela força externa aumenta no sentido da articulação distal para a proximal. Segundo Nordin e Frankel, 1980.

Os braços de alavanca gerados pelo flexor profundo na articulação interfalangeal distal, interfalangeal proximal, metacarpal proximal, e carpometacarpal são de 0,5, 0,75, 1,0 e 1,25 cm, respectivamente.

Se somente o tendão profundo fosse utilizado para opor-se à força externa, ele produziria uma força de 80N na articulação interfalangeal distal ( $0,4 \text{ Nm}/0,005 \text{ m}$ ), produzindo grande força aplicada nas articulações mais proximais, maior que 320 N na articulação carpometacarpal ( $4,0 \text{ Nm}/0,0125 \text{ m}$ ) para promover o equilíbrio (somatório dos momentos deve ser igual zero).

Apesar de o tendão flexor profundo ser capaz de balancear o momento gerado pela força externa ( $0,4 \text{ Nm}$ ) na articulação interfalangeal distal com uma força de 80 N (Nordin, 1980), ainda é necessário um momento de  $0,5 \text{ Nm}$  para contrapor-se ao momento de  $1,1 \text{ Nm}$  ( $80\text{N}\cdot 0,075 \text{ m}$ ) gerado na articulação interfalangeal proximal. Este momento pode ser provido pelo flexor superficial que deve produzir uma força de tensão de  $66,6 \text{ N}$  ( $5 \text{ Nm}/0,0075 \text{ m}$ ).

Os tendões superficiais, cujos braços de alavanca são assumidos como sendo os mesmos dos tendões profundos, aplicam momentos na articulação metacarpal proximal de  $0,667 \text{ Nm}$  ( $66,6 \text{ N} \times 0,001 \text{ m}$ ) e na carpometacarpal de  $0,0833 \text{ Nm}$  ( $66,6 \text{ N} \times 0,0125 \text{ m}$ ). O tendão flexor superficial poderia ainda suprir o momento de  $0,66 \text{ Nm}$  gerado na articulação metacarpal proximal ( $2,1 \text{ Nm} - [80 \text{ N} \times 0,01 \text{ m}] - [66,6 \text{ N} \times 0,01\text{m}]$ ). Este momento é suprido pelos músculos intrínsecos. O momento  $2,167 \text{ Nm}$  gerado na articulação carpometacarpal ( $4,0 \text{ Nm} - [80 \text{ N} \times 0,0125\text{m}] - [66,6 \text{ N} \times 0,0125 \text{ m}]$ ) teria que ser suprido por um, ou mais, flexores do punho, como o flexor radial do carpo, atuando com um braço de alavanca de  $2,0 \text{ cm}$  ( $126,6 \text{ N} \times 0,02 \text{ m}$ ).

## **CAPÍTULO 4**

### **ELETROMIOGRAFIA**

#### **4.1 Introdução**

Segundo Loss, 1996, a Eletromiografia é uma técnica que estuda a atividade neuromuscular, através da qual se pode representar graficamente a atividade elétrica do músculo em contração.

Como foi mencionado no capítulo 2, o movimento repetitivo das mãos está relacionada com a incidência de LER. As Tenossinovites e a Síndrome do Túnel do Carpo são as lesões mais comuns entre os digitadores.

Várias tentativas foram feitas para minimizar os problemas advindos da digitação, porém, os esforços repetitivos e a postura estática são inerentes à função. A melhor solução seria eliminar o teclado e vários estudos estão sendo feitos neste sentido. Num futuro bem próximo, talvez, os equipamentos comerciais obedecerão, por exemplo, a comandos verbais, e/ou à impulsos elétricos gerados pelo cérebro.

Neste capítulo serão apresentados dois estudos eletromiográficos: o primeiro estuda a atividade mioelétrica com o movimento das mãos em desvio lateral e extensão, e o segundo avalia a atividade muscular quando se utilizam diferentes acessórios produzidos para prevenir LER. O objetivo deste estudo é sugerir um método estatístico para avaliar níveis de atividade muscular a partir da Eletromiografia, assim como analisar o comportamento de músculos importantes para a tarefa de digitação em seis situações diferentes (digitação com cinco acessórios e digitação normal), bem como avaliar as características e a eficiência destes na prevenção da LER.

O teclado com o formato convencional e a distribuição de teclas QWERTY, apresenta uma série de inconvenientes que prejudicam o conforto e o rendimento do digitador. Como já foi citado neste trabalho, o teclado original foi desenhado considerando-se a melhor opção mecânica

e a eficiência da máquina, enquanto “fatores humanos” não foram considerados convenientemente [Kroemer, 1992].

Se o homem fosse colocado em um local onde as forças gravitacionais fossem nulas, ou seja, se nenhuma força atuasse sobre o corpo, a mão ficaria em uma posição vertical e alinhada com o antebraço. Quando senta-se diante de um teclado convencional para digitar, a mão executa três movimentos com relação à posição natural: pronação, abdução e extensão.

A pronação ocorre porque o teclado é plano e horizontal e a abdução porque as teclas estão agrupadas próximas ao plano sagital.

Zipp et al., 1983, desenvolveu um estudo eletromiográfico com os principais músculos envolvidos nas atividades de pronação e adução do punho. Neste estudo, observou-se que se for considerado que a posição natural da mão vertical é  $0^\circ$  e a posição horizontal  $90^\circ$ , a atividade mioelétrica é baixa de  $0$  a  $60^\circ$  para pronação, como é mostrado na Figura 31. Durante a digitação a mão assume posição de aproximadamente  $80^\circ$  (pronação). Para abdução, a atividade é baixa de  $0^\circ$  a  $15^\circ$  e durante a digitação assume uma posição de aproximadamente  $22^\circ$ , como é mostrado na Figura 32.

Quando a flexão é superior a  $20^\circ$ , a pressão interna no Túnel do Carpo é elevada, atingindo valores superiores a  $40$  mm Hg [Gelbernst, Sxabo, Mortenson, 1994 segundo Hedge, Mccrobie, Morimoto, Rodriguez, Land, 1996]. A pressão é considerada alta a partir de  $15^\circ$  de extensão [Rempel, Horie, Tal, 1994 segundo Gelbernst, Sxabo, Mortenson, 1994].

## **4.2 Procedimento Experimental e Equipamento Utilizado**

Foi utilizado um computador Pentium 100 Mhz com placa conversora A/D marca NOVUS modelo IEAR de 14 bits de resolução e tempo de conversão de  $10 \mu\text{s}$ . O Eletromiógrafo, assim como o software SAD2, desenvolvido pelo Laboratório de Medições Mecânicas da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, possui seis canais (foram utilizados quatro) com taxa de aquisição  $2000$  Hz por canal.

Foram utilizados eletrodos de superfície da marca Biotrace com  $40$  mm de diâmetro em configuração bipolar. Para a fixação dos eletrodos foi localizado o ponto motor do músculo, após o preparo da pele dois eletrodos foram fixados longitudinalmente ao músculo, um do lado

do outro, de maneira que o ponto motor ficasse entre os dois eletrodos (no ponto em que os eletrodos se tocam). Um eletrodo foi fixado no antebraço, próximo ao cotovelo, que foi utilizado como referencia

O preparo da pele para fixação dos eletrodos seguiu os seguintes passos: limpeza com álcool, limpeza com lixa 600 e limpeza com álcool.

#### **4.2.1 Desvio Ulnar e Pronação**

Com a finalidade de estudar o comportamento muscular relacionado com os movimentos de pronação e desvio ulnar do punho, foram realizados ensaios em que coletou-se simultaneamente sinal eletromiográfico e sinal proveniente de um potenciômetro que foi utilizado como goniômetro.

Os músculos monitorados foram Extensor Ulnar, Pronador e Flexor Ulnar.

O eletromiógrafo utilizado foi desenvolvido no Laboratório de Medições Mecânicas, conforme é descrito no item 4.2, assim como o *software*, utilizado para aquisição e processamento de dados SAD - Sistema de Aquisição de Dados.

#### **4.2.2 Análise de Acessórios Usados em Digitação**

Existe no mercado uma série de equipamentos ergonômicos produzidos para digitadores com a finalidade de trazer maior conforto para o usuário. Com a finalidade de estudar o comportamento de alguns músculos dos braços e ombros durante a digitação com alguns destes acessórios, realizou-se ensaios utilizando-se a técnica da Eletromiografia.

O ensaio consistiu na coleta simultânea do sinal eletromiográfico de quatro grupos musculares, durante digitação no teclado numérico em quatro situações diferentes. Os músculos analisados foram: extensor radial, flexor radial do carpo, flexor dos dedos e trapézio, que possuem as seguintes funções (tabela 2), segundo Yokochi, 1993.

Os grupos musculares são:

Tabela 2. Função dos músculos analisados

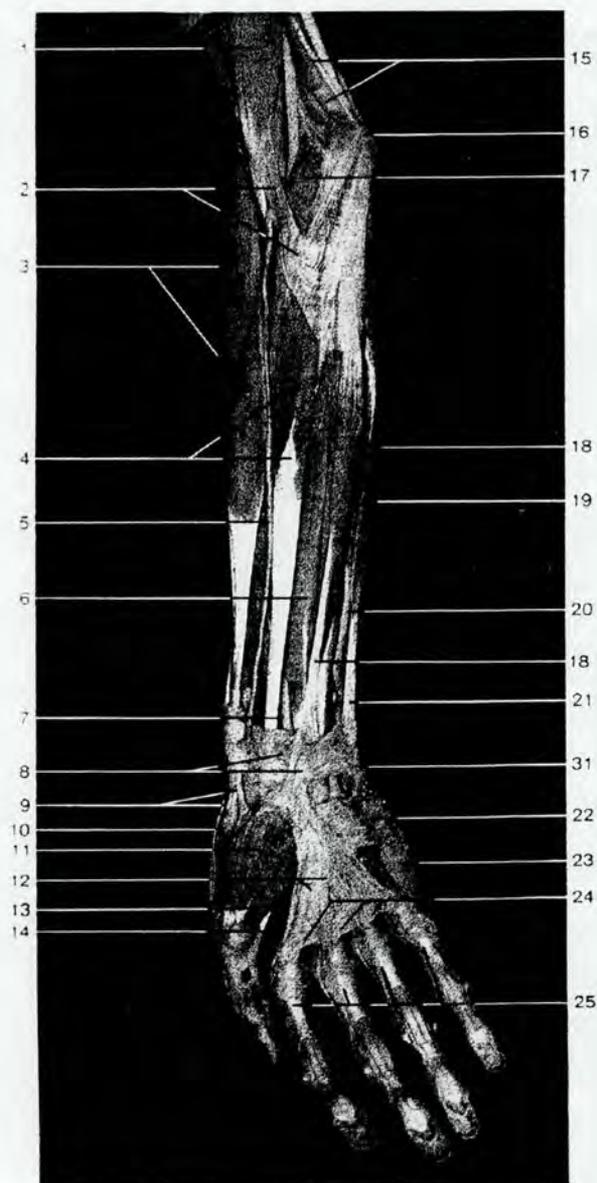
MÚSCULO	FUNÇÃO
Extensor Radial Breve do Carpo	extensão e abdução da mão.
Flexor Radial do Carpo	flexão (moderada) e abdução da mão.
Flexor Superficial dos Dedos	flexão da falange média dos quatro dedos mediais e auxilia flexão de antebraço e adução da mão
Trapézio Superior	eleva a escápula

Os músculos do braços podem ser vistos nas Figuras 27 e 28.

Seis situações diferentes de digitação foram comparadas utilizando cinco acessórios e a digitação normal. As seis formas de digitar são descritas a seguir. Para simplificar a escrita, e o entendimento, elas foram chamados de:

Digitação NORMAL	NORM
Digitação com TECLADO INCLINADO	INCL
Digitação com APOIO DE BRAÇO	APBR
Digitação com APOIO DE PUNHO	APPU
Digitação com TALA DE PUNHO	TALA
Digitação com TALA SUSPENSA DE BRAÇO	SUSP

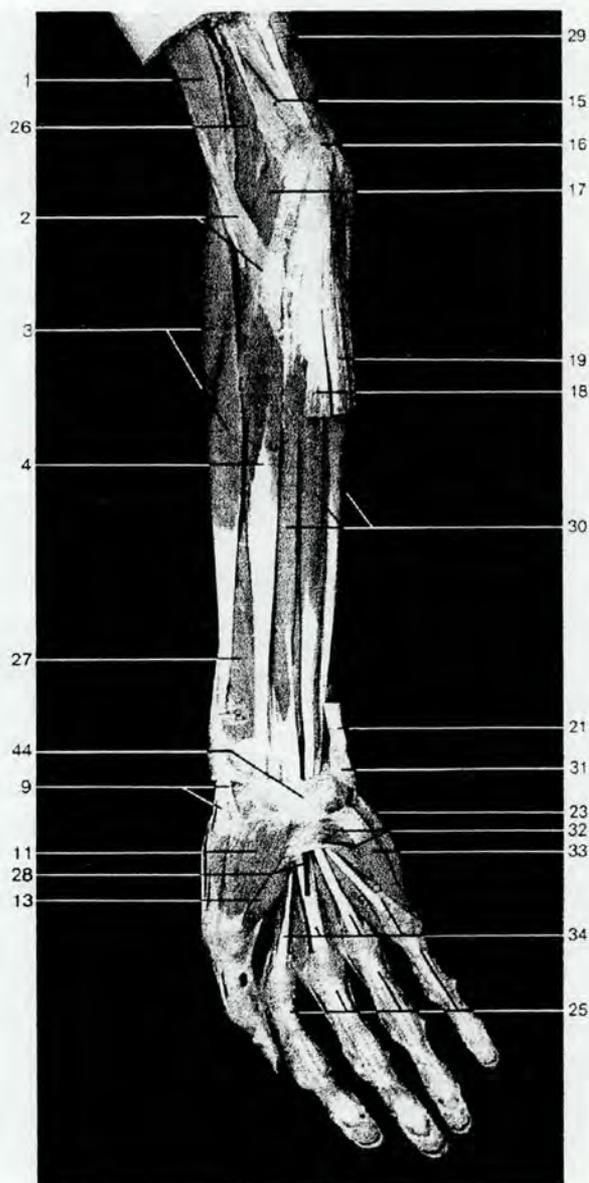
Com a finalidade de verificar o comportamento dos músculos estudados, quando o digitador trabalha em um teclado no qual as teclas não estão posicionadas em um mesmo plano, confeccionou-se um equipamento em Neoprene, mostrado na Figura 29. Este equipamento é colocado sob o teclado, e tem a finalidade de mantê-lo com um ângulo de 30° em relação a horizontal. Esta maneira de digitar é chamada de “Teclado Inclinado”.



A

**Músculos do antebraço, camada superficial (vista anterior).**

- 1 Músculo bíceps do braço
- 2 Aponeurose bicipital
- 3 Músculo braquioradial
- 4 Músculo flexor radial do carpo
- 5 Artéria radial
- 6 Músculo flexor superficial dos dedos
- 7 Nervo mediano
- 8 Retináculo dos flexores
- 9 Tendão do adutor longo do polegar
- 10 Tendão do extensor breve do polegar
- 11 Músculo adutor breve do polegar

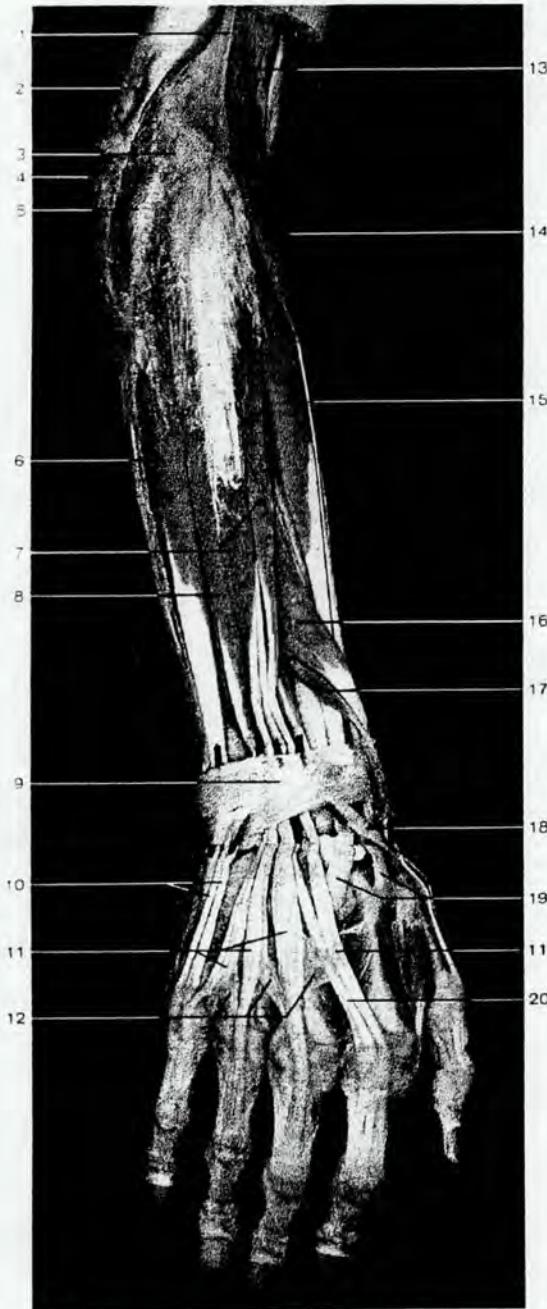


B

**Músculos do antebraço, camada superficial (vista anterior). Os Músculos palmar longo e flexor ulnar do carpo foram retirados.**

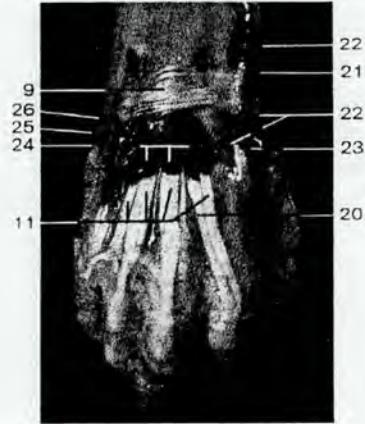
- 12 Aponeurose palmar
- 13 Cabeça superficial do flexor breve do polegar
- 14 Tendão do flexor longo do polegar
- 15 Septo intermuscular medial
- 16 Epicôndilo medial do úmero
- 17 Cabeça umeral do pronador teres
- 18 Músculo palmar longo
- 19 Músculo flexor ulnar do carpo
- 20 Artéria ulnar
- 21 Tendão do flexor ulnar do carpo
- 22 Músculo palmar breve

Figura 27. (A) e (B) vista anterior dos músculos superficiais do antebraço. Segundo Yokochi, 1993.



A

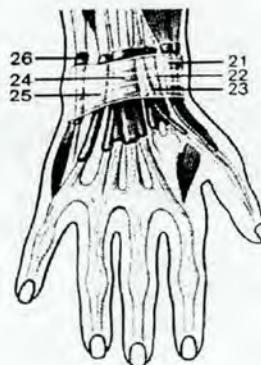
**Músculos extensores do antebraço e da mão, camada superficial (vista posterior).** Os canais para os tendões dos extensores estão indicados por marcadores.



B

**Bainhas sinoviais dos tendões dos extensores.**  
As bainhas foram injetadas com gelatina azul.

- 1 Septo intermuscular lateral
- 2 Tendão do tríceps do braço
- 3 Epicôndilo lateral do úmero
- 4 Olécrano
- 5 Músculo ancônio
- 6 Músculo extensor ulnar do carpo
- 7 Músculo extensor dos dedos
- 8 Músculo extensor do dedo mínimo
- 9 Retináculo dos extensores
- 10 Tendões do extensor do dedo mínimo
- 11 Tendões do extensor dos dedos
- 12 Conexões intertendíneas
- 13 Músculo braquiorradial
- 14 Músculo extensor radial longo do carpo
- 15 Músculo extensor radial breve do carpo
- 16 Músculo abductor longo do polegar
- 17 Músculo extensor breve do polegar
- 18 Tendão do extensor longo do polegar
- 19 Tendões dos extensores radiais longo e breve do carpo
- 20 Tendão do extensor do indicador
- 21 1º canal: Abductor longo do polegar e Ext. breve do polegar
- 22 2º canal: Extensores radiais longo e breve do carpo
- 23 3º canal: Extensor longo do polegar
- 24 4º canal: Extensor dos dedos Extensor do indicador
- 25 5º canal: Extensor do dedo mínimo
- 26 6º canal: Extensor ulnar do carpo



C

**Bainhas sinoviais dos tendões dos extensores**

Extensores, no dorso de punho direito (indicadas em azul). Observar os seis canais para passagem dos tendões dos extensores sob o retináculo dos extensores.

Figura 28. (A) vista posterior dos músculos superficiais do antebraço, (B) e (C) bainhas sinoviais. Segundo Yokochi, 1993.

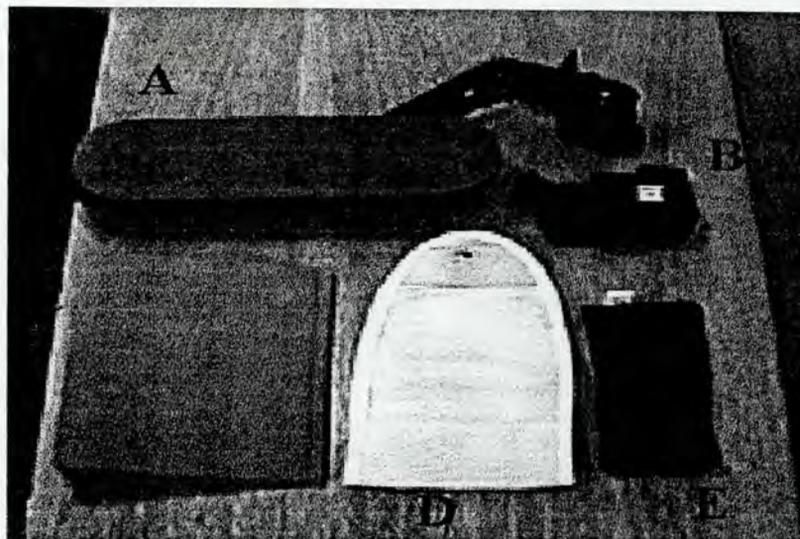


Figura 29. Acessórios utilizados para digitação. (A) Apoio de Braço, (B) Tala de Punho, (C) Inclinator de Teclado, (D) Tala Suspensa e (E) Apoio de Punho.

O “Apoio de Braço” é um acessório composto por uma estrutura de aço, com uma lâmina de Neoprene fixa na superfície superior onde o antebraço é apoiado. A estrutura de aço é fixada na mesa.

O “Apoio de Punho” é uma espécie de almofada, composta por um saco de PVC que contém gel em seu interior; é revestido com tecido aveludado e é colocado na região anterior do teclado com a finalidade de sustentar os punhos.

A “Tala de Punho” é uma luva confeccionada em algodão com uma haste de alumínio que oferece rigidez. É utilizada para imobilizar o punho e para diminuir o desvio ulnar e a flexão durante a digitação. Este acessório é indicado por médicos para tratamento e prevenção de LER.

A “Tala Suspensa de Braço” é confeccionada em tecido e possui um cabo que é fixado no teto.

Foi utilizada uma cadeira com regulagem de altura do acento, altura e afastamento do encosto e mesa com regulagem de altura do teclado. Primeiramente, foi regulada a altura da cadeira, de maneira que o ângulo entre a perna e a coxa fosse de 90°, e posteriormente foi regulada a altura do teclado de maneira que o antebraço ficasse na posição horizontal.

Em estudo piloto os ensaios foram feitos com digitadores profissionais e os resultados obtidos não foram satisfatórios, pois muitos dos digitadores apresentavam LER. Assim, neste estudo optou-se por não trabalhar com digitadores profissionais, mas sim com pessoas que utilizam computadores como ferramenta de trabalho e que não apresentam lesões.

Participaram deste estudo seis homens com idade média de 22 anos.

Depois que cada participante estava confortavelmente sentado na cadeira em posição correta, eles digitaram com a mão direita, utilizando apenas o teclado numérico, a seguinte seqüência:

5 7 9 1 3 4 8 6 2 5 5 7 9 1 3 4 8 6 2 5.

Foram feitas várias baterias de ensaios das quais duas foram escolhidas aleatoriamente, medindo-se simultaneamente o sinal proveniente dos quatro grupos musculares. Também foram realizadas quatro baterias de sinal para a contração voluntária máxima para cada músculo, para que os sinais eletromiográficos pudessem ser normalizados posteriormente.

Simultaneamente, foi medida a força aplicada sobre uma das teclas e a análise destes resultados será feita mais adiante.

A aquisição de dados foi feita pelo software SAD2 (desenvolvido pelo Laboratório de Medições Mecânicas) assim como o processamento de dados. O sinal eletromiográfico foi filtrado via *software*, como é descrito a seguir, para eliminar ruído e depois foi calculado o valor RMS, que foi utilizado como parâmetro para estimar o nível de contração muscular.

O tratamento de dados seguiu os seguintes passos:

1. Passagem para domínio freqüência através de Transformada de Fourier
2. Seleção dos picos maiores que quatro vezes a média da janela de 0,2 s.
3. Substituição dos picos pela média da janela de 0.2 s.
4. Retorno ao domínio tempo através da inversa da Transformada de Fourier.
5. Seleção da janela a ser analisada
6. Normalização do sinal no tempo
7. Normalização do sinal pela CVM
- 8. Cálculo do valor RMS**

Foi utilizado um computador Pentium 100 com placa conversora A/D marca NOVUS modelo IEAR de 14 bits de resolução e tempo de conversão de 10  $\mu$ s. O Eletromiógrafo, assim como o software SAD2, desenvolvido pelo Laboratório de Medições Mecânicas da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, possui seis canais (foram utilizados quatro) com taxa de aquisição 1000 Hz por canal.

Para fazer a análise estatística dos resultados do experimento optou-se pela Análise de Variância (ANOVA) e o Projeto de Experimento utilizado foi o Quadrado Latino de ordem 6 com nível de significância  $\alpha=0,10$ . Para cálculo da tabela ANOVA foi utilizado o *software* DEX-ANOVA.

### 4.2.3 Análise de Variância

A Análise de Variância (ANOVA) é um método estatístico desenvolvido por Ronald Fisher, em 1930, com a finalidade de interpretar resultados de experiências agrícolas. A ANOVA é uma ferramenta de decisão estatisticamente formulada para detectar diferenças entre os tratamentos ensaiados, levando em consideração a variabilidade observada entre as observações pertencentes a cada tratamento.

A ANOVA consiste numa técnica matemática que decompõe a variação total em parcelas correspondentes aos diversos fatores avaliados e ao termo residual (erro dentro dos tratamentos).

Para exemplificar, no caso de um experimento que envolva um único fator controlável, a decomposição da variação gera as seguintes parcelas:

1. Variação da média de todos cada tratamento em relação á media geral.
2. Variação dos valores observados em torno da média do tratamento (tradicionalmente designado como erro experimental) ao qual eles pertencem.

Os principais objetivos de projetos de experimentos são: maximizar o desempenho de sistemas, minimizar custos, maximizar informações obtidas e oferecer respaldo científico às afirmações sobre o estudo. O quadrado latino é um projeto de experimento usado para eliminar duas fontes de variações, em dois blocos sistematicamente organizados.

Em geral o quadrado latino de ordem  $p$ , ou um quadrado latino  $p \times p$  contém  $p$  linhas e  $p$  colunas, com  $p^2$  células. Cada célula contém uma letra correspondente a um tratamento, e que não repetem-se nem nas linhas, nem nas colunas. A Figura 30 mostra alguns exemplos de Quadrados Latinos.

4x4	5x5	6x6
A B C D	A B C D E	A B C D E F
D A B C	E A B C D	F A B C D E
C D A B	D E A B C	E F A B C D
B C D A	C D E A B	D E F A B C
	B C D E A	C D E F A B
		B C D E F A

Figura 30. Exemplos de distribuição de células de Quadrado Latino

As fórmulas apresentadas a seguir foram extraídas de Ribeiro, 1995.

Modelo estatístico:  $Y_{ij} = \mu + \tau_i + \beta_j + \gamma_{(k)} + \varepsilon_{ij}$  (3)

onde:  $\mu$  = média geral

$\tau_i$  = efeito das linhas (uma fonte de variabilidade)

$\beta_j$  = efeito das colunas (outra fonte de variabilidade)

$\gamma_{(k)}$  = efeito do tratamento (fator principal do estudo)

$\varepsilon_{ij}$  = erro aleatório

Hipóteses a serem testadas:  $H_0$  = não há diferença significativa entre os tratamentos;

$H_1$  = há diferenças significativas entre os tratamentos.

Se o teste F resultar positivo existe diferença entre os grupos.

Decomposição de resíduos e fórmulas para os cálculos:

Termo de Correção:  $TC = \frac{(\sum x_{ij})^2}{p \times p}$  (4)

Soma dos quadrados das colunas:  $SQ_{col} = \frac{\sum T_j^2}{p} - TC$  (5)

Soma dos quadrados da ordem:  $SQ_{ordem} = \frac{\sum T_i^2}{p} - TC$  (6)

$$\text{Soma dos quadrados dos tratamentos: } SQ_{\text{trat}} = \frac{\sum T_k^2}{p} - TC \quad (7)$$

$$\text{Soma dos quadrados dos totais: } SQ_{\text{tot}} = \sum x_{ij}^2 - TC \quad (8)$$

Soma dos quadrados dos resíduos:

$$SQ_{\text{res}} = SQ_{\text{tot}} - SQ_{\text{col}} - SQ_{\text{ordem}} - SQ_{\text{trat}} \quad (9)$$

Tabela 3. Análise de Variância.

Fonte	SQ	GL	MQ (SQ/GL)	Teste F
Tratamento	Sq <sub>trat</sub>	p-1	MQ <sub>trat</sub>	MQ <sub>trat</sub> /Mq <sub>res</sub>
Linha	Sq <sub>lin</sub>	p-1	Mq <sub>lin</sub>	MQ <sub>lin</sub> /Mq <sub>res</sub>
Coluna	Sq <sub>ordem</sub>	p-1	Mq	MQ/Mq <sub>res</sub>
Erro	Sq <sub>res</sub>	n-p	Mq <sub>res</sub>	MQ <sub>res</sub> /Mq <sub>res</sub>
Total	Sq <sub>tot</sub>	p x p - 1		

SQ - soma dos quadrados; GL - grau de liberdade; MQ - média dos quadrados.

Quando o valor F indica a existência de uma diferença significativa entre as médias é necessário fazer uma análise posterior para determinar a média, ou médias, que diferem significativamente das outras. Isto pode ser feito através do método de Duncan.

$$S_x = \sqrt{MQ_{\text{res}}} / \sqrt{n} \quad (10)$$

onde:  $S_x$  é o desvio padrão das médias.

$MQ_{\text{res}}$  variância desvio padrão dos individuais.

n é o número de repetições

Limite de decisão

$$L_d = S_x \times K \quad (11)$$

onde: K constante extraída da tabela "Student Range" (vide anexo 4).

Se a diferença entre duas médias for menor que  $L_d$ , então, não existe diferença estatisticamente significativa entre elas.

## 4.3 Análise dos Resultados

### 4.3.1 Desvio Ulnar e Extensão das Mãos

Com a finalidade de estudar a atividade muscular com relação aos movimentos de relacionados com a digitação, tentou-se reproduzir os experimentos feitos por Zipp et al., 1983, no qual o sinal eletromiográfico de alguns músculos (de um homem de 25 anos, 185 cm e 78 kg), foram analisados durante os movimentos de supinação/pronação e adução/abdução da mão. Os resultados deste estudo são apresentados nos gráficos das Figuras 31 e 32.

No estudo comparativo desenvolvido neste trabalho utilizou-se uma mesa com a base fixa em um eixo que permite movimento de rotação em torno deste. A mão direita foi apoiada sobre a base da mesa.

O movimento a ser analisado ocorre em um plano perpendicular ao eixo no qual foi fixado um potenciômetro, alimentado com uma tensão de 5 V, que gera um sinal elétrico proporcional ao ângulo de desvio do punho ou ao ângulo de desvio da mão em relação à horizontal. A variação do sinal elétrico gerado pelo potenciômetro, que correspondente a variação do ângulo, é representado pela cor preta nas Figuras 33 e 34, as outras curvas correspondem a sinal eletromiográfico.

A escala do sinal gerado pelo potenciômetro foi transformada em graus conforme calibração feita anteriormente.

Os resultados mostrados nas Figura 33 e 34 correspondem a aquisição de dados de um homem de 34 anos, 179 cm e 78 kg.

Os resultados da Figura 32 foram confirmados como pode ser visto na Figura 34. Porém, os da Figura 31 não foram confirmados, como pode-se ver na Figura 33.

Considerando os resultado dos ensaios feitos neste trabalho (com apenas um individuo) pode-se verificar que o desvio ulnar provoca maiores contrações musculares que a pronação. Assim, estes resultados suportam a idéia de que nos novos teclados ditos ergonômicos a correção do desvio ulnar, através do seccionamento do teclado transversalmente, associado a um pequeno giro de cada parte com a finalidade de diminuir o desvio ulnar, é mais significativo que a inclinação lateral do mesmo com a finalidade de diminuir o ângulo de pronação.

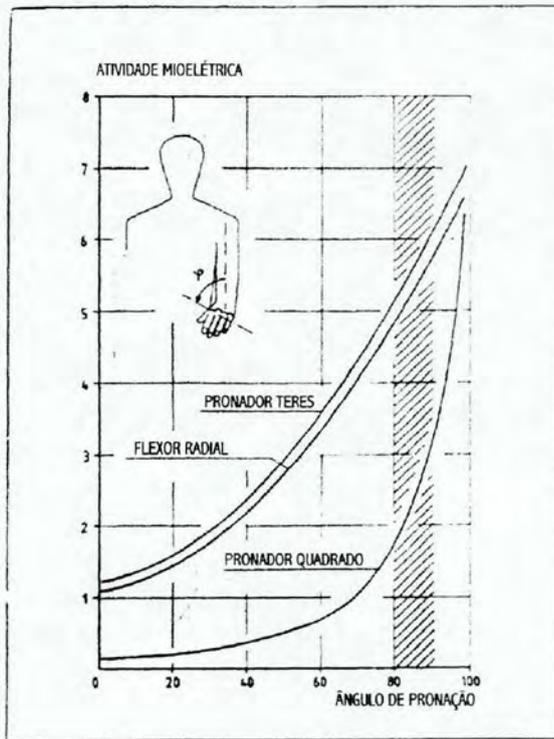


Figura 31. EMG com variação do ângulo de pronação de um indivíduo, segundo Zipp et al., 1983.

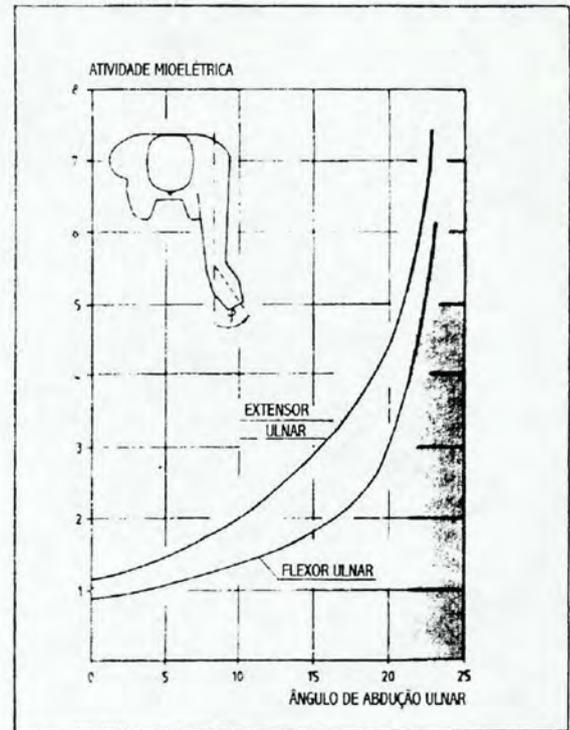


Figura 32. EMG com variação do ângulo de desvio ulnar de um indivíduo, segundo Zipp et al., 1983.

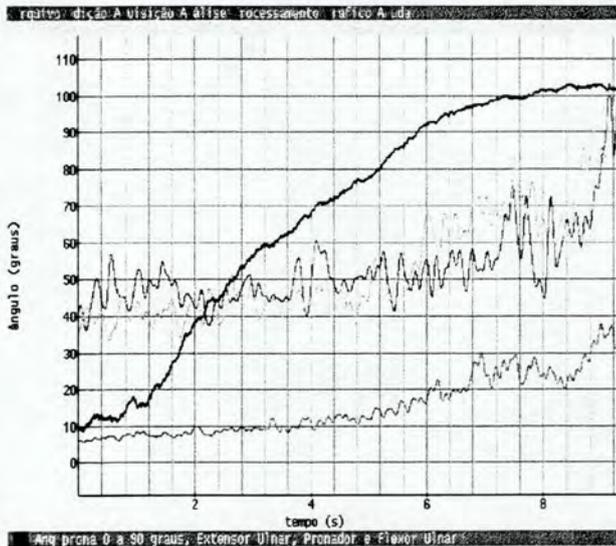


Figura 33. — Pronação de 0° a 90° de um indivíduo,  
 — EMG Extens. Ulnar (adimensional),  
 — EMG Pronador (adimensional),  
 — EMG Flexor Ulnar (adimensional).

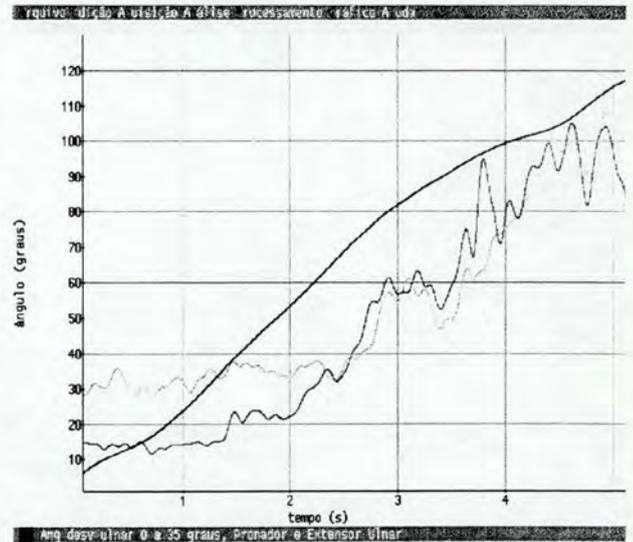


Figura 34. — Desvio Ulnar do 0° a 35° de um indivíduo,  
 — EMG do Pronador (adimensional),  
 — EMG do Extensor Ulnar (adimensional).

### 4.3.2 Acessórios para Digitação

#### 4.3.2.1 Extensor Radial Breve

O projeto de experimento utilizado (Quadrado Latino) pode fornecer informações sobre o efeito de até três fatores que influenciam na medida. Neste estudo o interesse é analisar a influência do tipo de acessório no nível de atividade mioelétrica. Ainda pode-se isolar os efeitos dos diferentes digitadores e da ordem da utilização dos acessórios.

A ordem de uso dos acessórios não apresentou diferença estatisticamente significativa, porém os operadores apresentaram diferença para todos os músculos analisados. Isto era esperado, pois o nível do sinal captado pela eletromiografia varia com pequenas alterações na posição do eletrodo, no preparo da superfície de fixação, etc., em uma mesma pessoa.

Tabela 4. Nível do sinal eletromiográfico do Extensor Radial Breve (RMS - %CVM).

OPERADORES												MÉDIA	
	I		II		III		IV		V		VI		
1	10.76	6	7.34	5	3.08	4	10.37	3	1.91	2	2.72	1	6.64
2	9.46	1	8.85	6	3.10	5	11.23	4	2.98	3	2.69	2	6.64
3	11.35	2	7.76	1	4.24	6	9.63	5	3.03	4	2.46	3	6.15
4	11.22	3	7.69	2	4.32	1	10.44	6	2.77	5	2.37	4	6.34
5	12.85	4	7.23	3	3.78	2	11.17	1	2.87	6	2.16	5	6.70
6	10.50	5	7.66	4	3.80	3	9.50	2	4.66	1	2.72	6	5.91

1=Apoio de braço, 2=Apoio de punho, 3=Inclinador, 4=Normal, 5=Tala suspensa, 6=Tala de punho

O nível de atividade muscular do Extensor Radial não apresentou diferença estatística significativa durante a digitação com os diferentes acessórios utilizados. Em estudo piloto realizado com quatro acessórios verificou-se que o mesmo acontece com o Flexor Ulnar, por este motivo ele não foi contemplado nesta análise. O gráfico da Figura 35 mostra que apesar de não haver diferença estatisticamente significativa existe alguma tendência de menor atividade muscular da digitação com Tala de Punho em relação a digitação com Tala Suspensa.

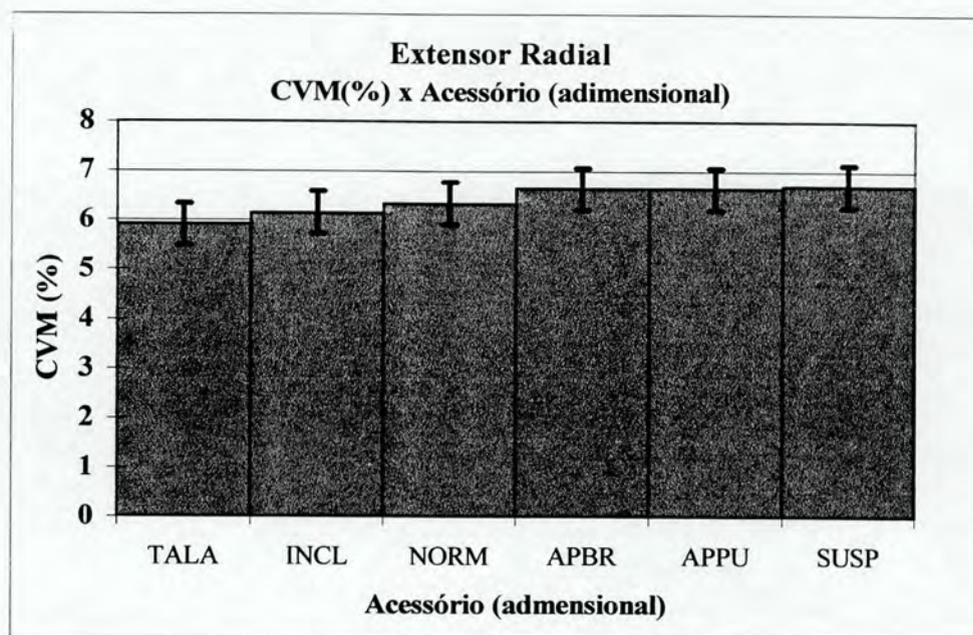


Figura 35. Gráfico de nível de atividade elétrica (RMS - %CVM) do músculo Extensor Radial do Carpo por acessório utilizado.

$$S_x = (3,79/6)^{1/2} = 0,79 \quad L_D = 0,79 \times 2,7 = 2,15$$

onde:  $S_x$  = desvio padrão das médias

$L_D$  = limite de diferença

A Tabela 5. mostra que a Análise das Diferenças das Médias não apresenta diferença estatisticamente significativa entre os acessórios.

Tabela 5. Análise das Diferenças das Médias (RMS - %CVM).

5,91	6,15	6,34	6,64	6,64	6,70
TALA	INCL	NORM	APBR	APPU	SUSP

A linha contínua acima dos valores da tabela 5 e das tabelas similares subsequentes indica a não existência de diferença estatisticamente significativa entre as médias.

### 4.3.2.2 Flexor Radial

Tabela 6. Nível do sinal eletromiográfico do Flexor Radial (RMS - %CVM).

OPERADORES												MÉDIA	
	I		II		III		IV		V		VI		
1	6.61	6	8.86	5	3.50	4	15.47	3	3.86	2	7.63	1	7.88
2	9.57	1	15.49	6	3.21	5	11.23	4	3.10	3	7.35	2	9.86
3	6.71	2	12.80	1	3.54	6	9.44	5	3.43	4	6.37	3	6.94
4	8.64	3	10.33	2	3.72	1	9.01	6	3.34	5	5.59	4	7.85
5	6.32	4	10.21	3	4.17	2	19.49	1	4.46	6	6.97	5	6.51
6	5.64	5	9.02	4	3.31	3	9.24	2	5.94	1	8.18	6	6.24

1=Apoio de braço, 2=Apoio de punho, 3=Inclinador, 4=Normal, 5=Tala suspensa, 6=Tala de punho

Através da análise das Diferença das Média, Tabela 7, o músculo Flexor Radial apresentou menor atividade elétrica para digitação com Tala de Punho, Tala Suspensa, Teclado Inclinado, Normal e Apoio de Braço, sem apresentar diferença estatisticamente significativa entre estes. Neste grupo, a Digitação Normal e a digitação com Apoio de Braço apresentam forte tendência de exigirem maior atividade elétrica que os dois primeiros. A digitação com Apoio de Punho foi a que apresentou maior atividade elétrica, sendo que não existe diferença estatisticamente significativa entre esta e a digitação com Apoio de Braço, nem com a digitação Normal.

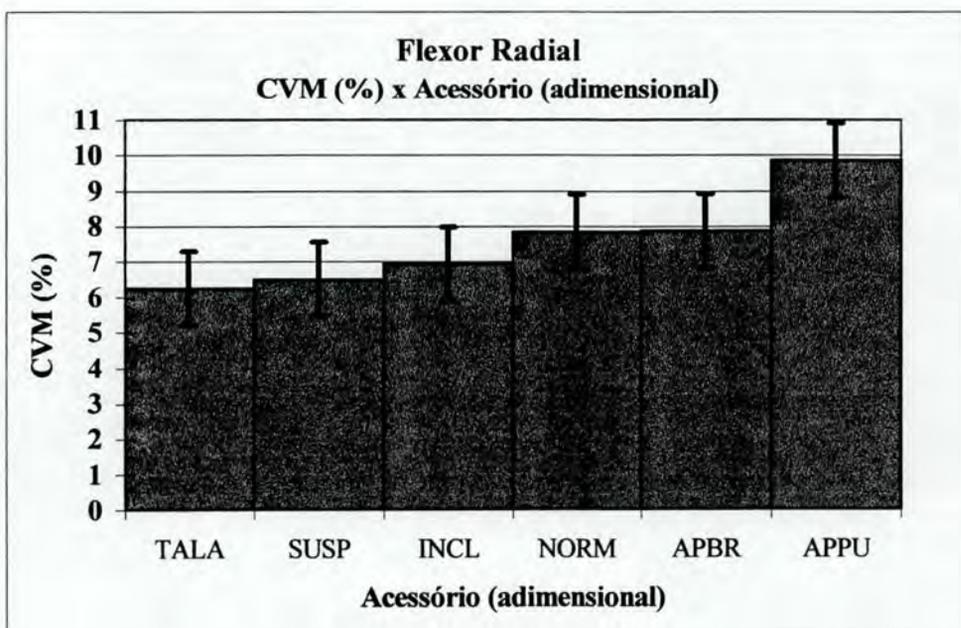


Figura 36. Gráfico de nível de atividade elétrica (RMS - %CVM) do músculo Flexor Radial do Carpo por acessório utilizado.

$$S_x = (3,79/6)^{-1/2} = 0,79 \quad L_D = 0,79 \times 2,70 = 2,13$$

onde:  $S_x$  = desvio padrão das médias

$L_D$  = limite de diferença

A Tabela 7 mostra que na Análise das Diferenças das Médias a digitação com Apoio de Punho apresentou maior atividade muscular, com diferença estatisticamente significativa, em relação à Digitação com Tala de Punho, Tala Suspensa e Inclinada.

Tabela 7. Análise das Diferenças das Médias (RMS - %CVM).

6,24	6,51	6,94	7,85	7,88	9,86
TALA	SUSP	INCL	NORM	APBR	APPU

#### 4.3.2.3 Flexores dos Dedos

Tabela 8. Nível do sinal eletromiográfico dos Flexores do Dedos (RMS - %CVM).

OPERADORES												MÉDIA	
	I		II		III		IV		V		VI		
1	9.14	6	7.61	5	5.61	4	6.86	3	11.91	2	11.37	1	9.82
2	11.19	1	13.46	6	4.85	5	4.21	4	10.34	3	10.64	2	9.95
3	9.64	2	9.57	1	5.29	6	4.39	5	8.21	4	7.99	3	8.54
4	9.39	3	8.41	2	7.03	1	5.96	6	11.29	5	8.34	4	8.06
5	9.37	4	7.94	3	6.46	2	4.79	1	14.01	6	9.34	5	7.46
6	9.72	5	9.02	4	5.84	3	4.23	2	15.78	1	11.08	6	7.86

1=Apoio de braço, 2=Apoio de punho, 3=Inclinador, 4=Normal, 5=Tala suspensa, 6=Tala de punho

Para os músculos Flexor dos Dedos a digitação com Tala Suspensa apresentou a menor atividade muscular, sendo que não houve diferença estatisticamente significativa entre esta e a digitação com Tala de Punho, nem com a digitação Normal e nem com a digitação com Teclado Inclinado. A digitação com Apoio de Punho e com apoio de Braço foram as que apresentaram maior atividade elétrica como pode ser observado na Figura 37, não apresentando diferença estatística significativa entre elas, nem com a digitação com Teclado Inclinado.

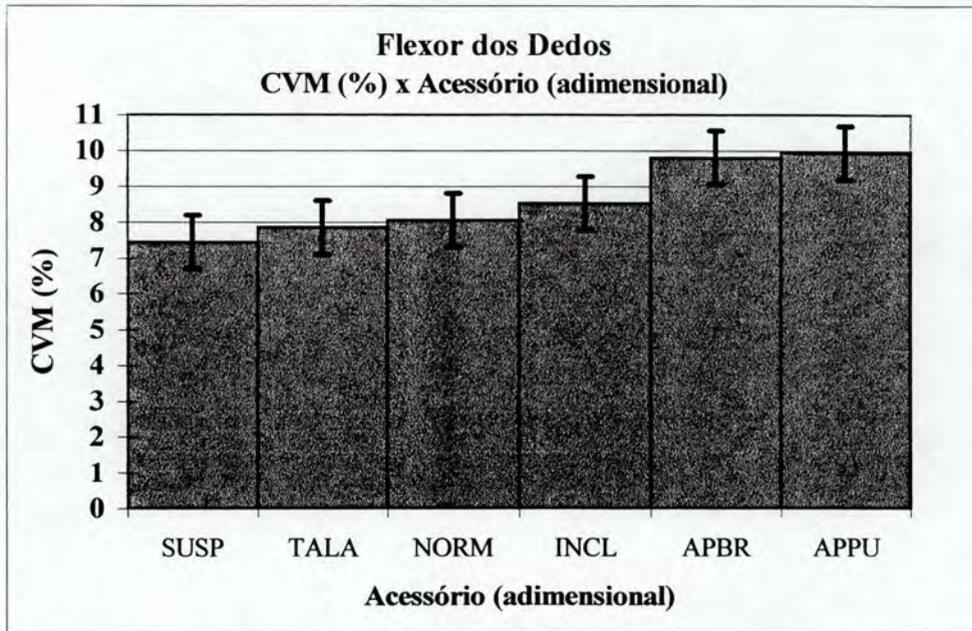


Figura 37. Gráfico de nível de atividade elétrica (RMS - %CVM) do músculo Flexor dos Dedos por acessório utilizado.

$$S_x = (1,83/6)^{-1/2} = 0,31 \quad L_D = 0,31 \times 2,70 = 1,49$$

onde:  $S_x$  = desvio padrão das médias

$L_D$  = limite de diferença

A Tabela 9. mostra que a Análise das Diferenças das Médias apresenta dois grupos com níveis de atividade distintos. A digitação com Apoio de Punho apresentou diferença estatisticamente significativa com relação a digitação Normal.

Tabela 9. Análise das Diferenças das Médias (RMS - %CVM).

7,46	7,86	8,06	8,54	9,82	9,95
SUSP	TALA	NORM	INCL	APBR	APPU

## 4.3.2.4..Trapézio

Tabela 10. Nível do sinal eletromiográfico do Trapézio (RMS - %CVM).

OPERADORES											
	I		II		III		IV		V		VI
1	4.13	6	14.24	5	1.98	4	8.68	3	13.28	2	2.10
2	6.95	1	10.55	6	6.18	5	8.41	4	11.37	3	4.38
3	16.80	2	11.24	1	2.00	6	7.39	5	10.71	4	4.60
4	14.40	3	13.37	2	5.82	1	7.29	6	12.49	5	3.75
5	10.82	4	13.61	3	4.59	2	7.98	1	4.17	6	3.91
6	16.18	5	10.19	4	1.83	3	7.18	2	7.54	1	1.20

	MÉDIA
1	4.89
2	6.90
3	9.93
4	9.08
5	7.64
6	10.06

1=Apoio de braço, 2=Apoio de punho, 3=Inclinador, 4=Normal, 5=Tala suspensa, 6=Tala de punho

Para o músculo Trapézio a digitação com Apoio de Braço apresentou a menor atividade elétrica, inclusive com diferença estatisticamente significativa com relação à digitação Normal. A digitação com Apoio de Punho também mostra baixo nível de atividade elétrica sendo que não apresenta diferença estatisticamente significativa com relação à digitação com Apoio de Braço. A digitação com Tala de Punho, com Teclado Inclinado e Normal apresentaram a maior atividade elétrica sem diferença estatisticamente significativa entre elas. Também não apresentaram diferença estatisticamente significativa a digitação com Tala Suspensa, Normal e com Teclado Inclinado.

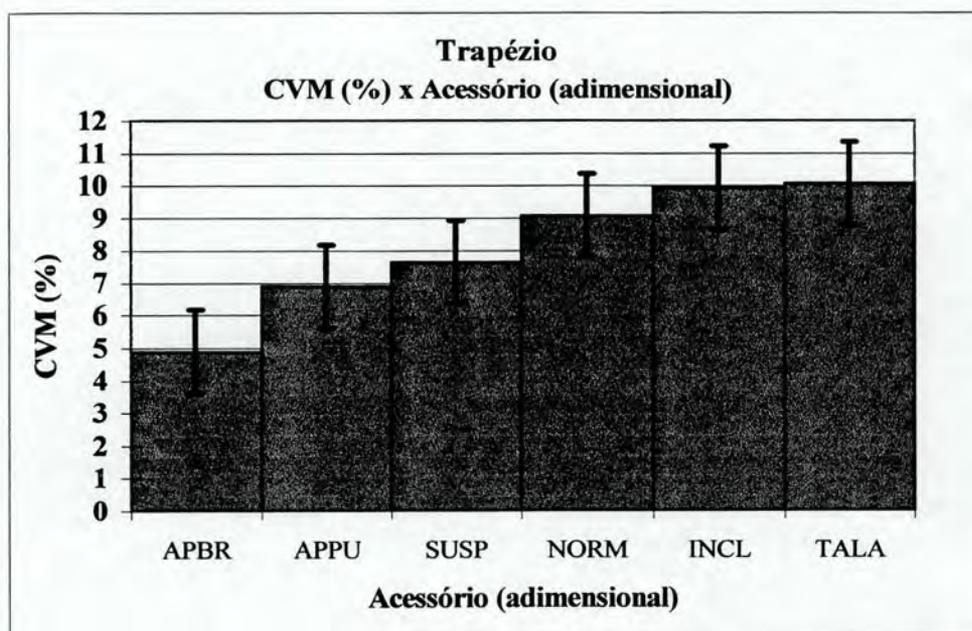


Figura 38. Gráfico de nível de atividade elétrica (RMS - %CVM) do músculo Trapézio Superior por cada acessório utilizado.

$$S_x = (4,84/6)^{1/2} = 0,90 \quad L_D = 0,90 \times 2,7 = 2,42$$

onde:  $S_x$  = desvio padrão das médias

$L_D$  = limite de diferença

A Tabela 11. mostra que a Análise das Diferenças das Médias apresentou praticamente três grupos com relação à atividade elétrica. Somente a digitação com Apoio de Braço apresentou diferença estatisticamente diferente da digitação Normal.

Tabela 11. Análise das Diferenças das Médias (RMS - %CVM).

4,89	6,90	7,64	9,08	9,93	10,07
APBR	APPU	SUSP	NORM	INCL	TALA

#### 4.4 Discussão

A ação da força gravitacional provoca um torque na mão, fazendo com que esta tenha uma tendência de girar em torno do punho no sentido de flexioná-la; para evitar este movimento os músculos Extensores do Carpo ficam contraídos. Durante a digitação normal é necessário que a mão assuma uma postura rígida e assim os músculos Flexores do Carpo também são solicitados, para que em conjunto com os Extensores promovam a rigidez do punho. Como a Tala de Punho imobiliza a mão e evita o seu giro flexão, os músculos Extensores do Carpo são menos solicitados que na digitação normal, assim os Flexores também são menos solicitados para promover a rigidez do punho. Isto explica a tendência, já que não houve diferença estatisticamente significativa, da diminuição de atividade elétrica da digitação com Tala de Punho em relação à digitação Normal para o músculo Flexor Radial do Carpo.

Para que o dedo suba e desça para ativar a tecla, parte do movimento é promovido pela flexão/extensão do punho. Como a Tala de Punho restringe o movimento do mesmo, quem compensa esta limitação de movimento é o antebraço, aumentando seu movimento para cima e para baixo, para que o dedo percorra a mesma trajetória. Neste caso a inércia do sistema mão/antebraço é maior, já que para o deslocamento do dedo é necessário maior deslocamento de massa. Isto associado com o aumento de peso do sistema devido a soma de massa da Tala de

Punho, que corresponde a aproximadamente 1 N, explica a tendência de aumento de atividade elétrica do músculo Trapézio Superior.

A digitação com Teclado Inclinado apresentou pequena variação com relação a digitação Normal, isto porque não existe um limitador de movimento ou introdução de força no sistema, como ocorre nos outros casos.

Quando se digita em um teclado Normal a força aplicada sobre a tecla possui um ângulo de 90°. Quando se digita com o Teclado Inclinado, que possui um ângulo de inclinação de 17° com relação ao plano horizontal, surge uma nova componente de força. Esta componente, que surge no plano horizontal, tende a provocar uma abdução do ombro. Provavelmente ela seja a responsável pela pequena tendência de aumento de atividade elétrica do Trapézio durante a digitação com Teclado Inclinado em relação à digitação Normal.

A digitação com Apoio de Punho, apresentou maior atividade elétrica com diferença estatisticamente significativa para os músculos Flexores dos Dedos com relação à digitação Normal e apresentou forte tendência de maior atividade elétrica para o músculo Flexor Radial, com relação à digitação Normal. Isto ocorre, porque o acessório utilizado é muito baixo e exige um grande ângulo de flexão da mão para permitir o acionamento da tecla. Isto mostra que Apoio de Punho não deve ser utilizado durante a digitação, pois exige maior esforço muscular (além de aumentar a pressão no Túnel do Carpo). Ele deve ser utilizado durante as pequenas pausas que ocorrem durante a digitação, com a finalidade de diminuir a contração da musculatura lombar. Isto é justificado pela tendência de diminuição da atividade elétrica do músculo Trapézio Superior em relação à digitação Normal.

A digitação com Apoio de Braço apresentou menor atividade elétrica para o músculo Trapézio Superior, com diferença estatisticamente significativa com relação à digitação Normal, porque o antebraço é apoiado sobre o acessório e assim a musculatura dorsal é menos solicitada, já que uma força foi introduzida no sistema, a força de reação à força peso do antebraço.

Assim como a digitação com Apoio de Braço, a digitação com Tala Suspensa também apresentou menor atividade elétrica para o Trapézio Superior, não com diferença estatisticamente significativa, mas sim como tendência. Isto ocorre pelo mesmo motivo citado no caso do Apoio de Braço, sendo que neste caso a força introduzida no sistema é menor, pois a Tala Suspensa foi regulada de maneira uma pequena contração muscular fosse necessária para que a mão ficasse na altura do teclado.

Analisando a Figura 38, observa-se que os acessórios que introduzem maior força no sistema formado pelo membro superior, exige menos atividade elétrica do Trapézio Superior. Na digitação com Apoio de Braço, o braço repousa sobre o acessório aplicando uma força que corresponde aproximadamente à força peso do sistema; na digitação com Apoio de Punho apenas uma parte desta força é aplicada sobre o acessório, já que apenas o punho é apoiado. Na digitação com Tala Suspensa a força aplicada é menor ainda, pois o cabo que sustenta o braço é flexível e se o Trapézio não é contraído a mão fica em um nível baixo para a digitação; para a digitação Normal nenhuma força é introduzida; para a digitação com Teclado Inclinado surgem componentes de força que não existem na digitação Normal, e para a digitação em Tala de Punho a força peso da massa da Tala associado com o aumento de inércia do sistema, juntamente ao movimento do dedo (conforme foi explicado anteriormente) são os responsáveis pela maior atividade do Trapézio.

Tabela 12. Acessórios x Músculos (RMS - %CVM).

	Normal	Tala de Punho	Tala Suspensa	Inclinador	Apoio de Braço	Apoio de Punho
Extensor Radial	6,34	6,91	6,70	6,15	6,64	6,64
Flexor Radial	7,85	6,24	6,51	6,94	7,88	9,86
Flexores dos Dedos	8,06	7,86	7,46	8,54	9,82	9,95
Trapézio	9,08	10,07	7,64	9,93	4,89	6,90

A seguir é mostrado um resumo comparativo entre os acessórios utilizados, com relação a atividade mioelétrica dos músculos.

**Apoio de Braço:** Menor atividade mioelétrica para Trapézio.

Maior para Flexor Radial e para Flexores dos Dedos.

**Apoio de Punho:** Menor atividade mioelétrica para Trapézio.

Maior para Flexor Radial e para Flexores dos Dedos.

**Inclinador:** Menor atividade para Flexor Radial.

Maior para Flexor dos Dedos e Trapézio.

**Normal:** Menor atividade mioelétrica para Flexor dos Dedos.

Maior para Flexor Radial e Trapézio.

**Tala de Punho:** Menor atividade mioelétrica para os Flexores dos Dedos.

Maior para Trapézio.

**Tala Suspensa:** Menor atividade para Flexor Radial, Flexor dos Dedos e Trapézio.

# CAPÍTULO 5

## CINEMETRIA

### 5.1 Introdução

A Cinemetria consiste na técnica de filmar uma atividade e transformá-la em um modelo físico-matemático simplificado, permitindo obter informações como: deslocamento, velocidade e aceleração, tanto linear como angular.

Em, 1887, Muybridge [segundo Asmussen, 1976] realizou uma série de fotografias de animais, homens, mulheres e crianças. que permitiam a análise do movimento. Foram utilizadas 24 câmaras fotográficas que eram acionadas através de um simples sistema elétrico. Em 1931, Hildebrand, utilizou filmagens para registrar a trajetória de um ponto marcado na mandíbula de um homem, e em 1942, Kurthy, utilizou uma lâmpada estroboscópica para registrar movimentos [segundo Jankelson, 1990].

Neste capítulo é apresentado um estudo em que a Cinemetria foi utilizada como ferramenta para analisar o movimento das mãos durante a digitação. Também foram feitas análises em que a Eletromiografia foi utilizada simultaneamente.

Este estudo foi baseado na filmagem de um digitador profissional, sem problemas de saúde relacionados com a digitação e que utilizou um teclado convencional de computador.

O sistema utilizado para filmagem e aquisição de dados foi o Peak Performance 2D 5.3, com capacidade de registrar 60 quadros por segundo e um computador 486. O conhecimento da frequência de aquisição dos dados em quadros por segundo, e a filmagem de uma escala linear com comprimento conhecido permitem que se obtenham através deste sistema variáveis cinemáticas.

O tratamento de dados foi feito com o *software* SAD32.

## 5.2 Procedimento Experimental

Foram realizados dois estudos, um utilizando a técnica da Cinemetria para analisar o desvio lateral e flexão do punho com Tala de Punho e outro para estudar as grandezas físicas envolvidas no movimento da ponta do dedo indicador durante digitação. Neste segundo ensaio foi coletado simultaneamente o sinal eletromiográfico.

### 5.2.1 Ensaio I

A técnica da Cinemetria é bastante eficiente para estudar o movimento. Como o objetivo deste estudo é oferecer ferramentas para futuras análises, no primeiro ensaio apenas um acessório foi analisado, a Tala de Punho. Com o objetivo de verificar a eficiência da Tala de Punho com relação à prevenção da Síndrome do Túnel do Carpo, foram gravadas imagens da mão durante a digitação normal e com Tala de Punho, de vista lateral e superior, como mostra a figura 39 e 40.



Figura 39. Vista superior do punho com pontos monitorados por cinemetria.

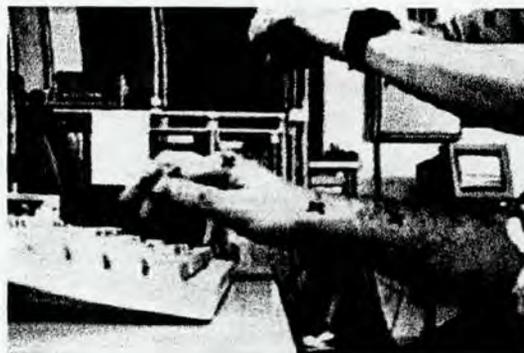


Figura 40. Vista lateral do punho com pontos monitorados por cinemetria.

Os três pontos utilizados para monitorar ângulo de desvio ulnar do punho (na mão, na articulação do punho e no antebraço), foram marcados quando a mão estava alinhada com o antebraço de forma que o ângulo entre eles fosse de  $180^\circ$ , ou seja, os três pontos pertencem a uma mesma reta. O ângulo de desvio em extensão do punho foi monitorado da mesma forma. Também foi filmada uma escala linear com dimensões conhecidas que serve como referência para os cálculos executados pelo *software*.

Cabe lembrar que a Síndrome do Túnel do Carpo, mal que acomete os digitadores, está relacionada com a pressão no nervo mediano, que por sua vez está relacionada com o ângulo de desvio do punho, conforme foi comentado no Capítulo 2. Segundo Hedge, et al., 1996, “Vários estudos afirmam que as lesões por traumas cumulativos estão associadas ao desvio do punho (Kron 1991, Armstrong 1984a, 1993b, Armstrong e Chaffin 1979), ao desvio do punho em digitação (Seligman 1986, Hunting, 1980)...” “A redução destes fatores em digitação diminui o risco de LER (Smutz, et al., 1994). Com relação à pressão no Túnel do Carpo os autores afirmam que a pressão é alta se o punho está em extensão (Chaffin e Anderson, 1984), é baixa entre 0 e 15° de extensão (Rempel, Horie e Tal, 1994), é maior que 40 mm Hg se está em flexão, ou extensão maior que 20° (Gelbernen, Sxabo e Mortenson, 1984). Existe uma zona neutra onde os riscos de lesões são menores com relação ao desvio do punhos: 15° de extensão, 20° de flexão, 20° de desvio ulnar e 20° de desvio radial (Hedge, McCrobie, Moromoto, Rodriguez e Lang, 1996)”.

Amaral, 1991, sugere como zona neutra 9° de desvio radial, 19° de desvio ulnar, 15° de flexão e 15° de extensão.

Antes de iniciar qualquer comentário sobre os dados coletados é importante frisar que qualquer afirmação feita aqui é referente ao digitador que participou deste teste e que não pode ser considerada como uma informação verdadeira para o universo dos digitadores.

### **5.2.2 Ensaio II**

O segundo ensaio foi desenvolvido com a finalidade de determinar as grandezas físicas envolvidas no movimento dos dedos durante a digitação e estudar a atividade mioelétrica associada o movimento do dedo.

Para executar este ensaio o digitador utilizou um teclado convencional de computador. Como a análise, necessariamente deve ser feita em um único plano optou-se pelos números da primeira coluna do teclado numérico: 1, 4 e 7, para serem digitados, e a seqüência escolhida foi 771474174711. Esta seqüência possui todas as combinações possíveis para troca de teclas.

A câmara foi posicionada de maneira a formar um ângulo de 90° com o plano sagital do corpo do digitador e na altura das teclas do teclado.

Foram monitorados seis pontos do dedo indicador da mão, desde a ponta de dedo indicador até um ponto localizado aproximadamente no meio do braço direito.

Os pontos monitorados foram: (1) ponta do indicador; (2) articulação distal do indicador; (3) articulação medial do indicador; (4) articulação carpal do indicador; (5) articulação do punho; (6) região média do antebraço.

Simultaneamente foi coletado sinal eletromiográfico de cinco músculos: Trapézio, Extensor Ulnar, Extensor Radial Breve, Flexor Radial e Flexor Ulnar.

A digitalização de imagens e a eletromiografia computadorizadas são ferramentas que tem se tornado cada vez mais usuais nos laboratórios de biomecânica. A utilização das técnicas de maneira unificada, no sentido de obter o máximo de informações possíveis a respeito do fenômeno observado, é privilégio porém, dos que possuem sistemas integrados, altamente sofisticados e, conseqüentemente caros.

Para que ambas as técnicas fossem utilizadas simultaneamente foi desenvolvido um sistema simples para sincronizá-las; ou seja, este sistema permite o sincronismo do sistema de Eletromiografia ao sistema Peak Performance 2D (cinemetria).

#### **5.2.2.1 Sincronismo**

A eletromiografia computadorizada, pelas características técnicas envolvidas, atualmente permite com facilidade a aquisição, por exemplo, de força simultaneamente com medidas miométricas. Basta que se possua uma célula de carga, conectada ao computador no mesmo conversor analógico-digital que está ligado o eletromiógrafo. O próprio *software* de aquisição do EMG pode ser utilizado para aquisição dos valores de força como se fosse mais um canal de eletromiografia.

O sistema de cinemetria utilizado não é tão versátil e não permite conexões externas.

Para cruzar as informações de ambos os sistemas é necessário que exista uma sincronização no tempo dos dados obtidos. A primeira tentativa, foi efetuar um movimento específico (diferente daquele que é analisado), para ser utilizado como referência para a sincronização. O digitador contraiu a musculatura que estava sendo monitorada, gerando um sinal eletromiográfico de nível distinto ao gerado durante o ensaio. Este método porém, apresenta

alguns inconvenientes. O movimento, por mais rápido que seja, utilizará um tempo que deverá ser digitalizado, e que não servirá para a análise pretendida, aumentando de maneira indesejada a árdua tarefa de digitalização manual. Além disso, a precisão da sincronização dos eventos é muito limitada pela dificuldade de determinar o exato momento do início da contração, tanto no momento da filmagem, como no registro do sinal eletromiográfico.

O método de sincronização utilizado, possui a característica de não afetar em nada a atividade em andamento, com a vantagem de não aumentar o tempo necessário para a digitalização. Utilizou-se um dispositivo que foi filmado juntamente com a atividade a ser analisada, e conectado a um dos canais do eletromiógrafo. Em determinado instante do movimento o dispositivo é acionado, acendendo uma luz visível para a câmara, e simultaneamente, ativando eletricamente o respectivo canal do eletromiógrafo.

O dispositivo utilizado consiste de duas baterias de 1,5 V, do tipo AA, um resistor, um *led* (pequena lâmpada), uma chave de contato simples, uma caixa e fios de conexão, como mostra esquematicamente a Figura 41.

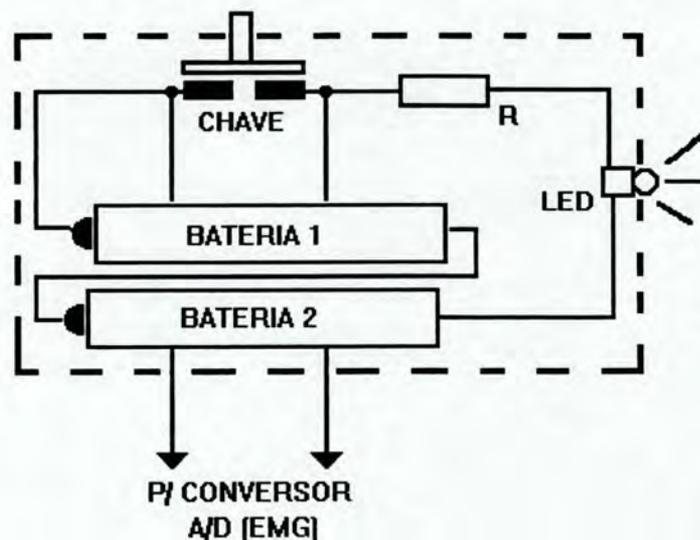


Figura . 41 - Esquema do dispositivo utilizado na sincronização.

O acionamento pode ser feito pelo próprio executor da atividade ou por terceiros, não necessariamente no início do movimento. Ao pressionar-se a chave acende-se o *led* e simultaneamente têm-se uma mudança no nível de sinal lido pelo conversor A/D do eletromiógrafo. Por mais ruído que se tenha, notar-se-á, nitidamente, o momento da mudança de nível do sinal, pelo acionamento da chave. Durante a digitalização da imagem deve-se ter o

cuidado de anotar em qual quadro houve o acionamento da lâmpada, e conhecendo o número de quadros por segundo que está sendo filmada a ação, calcula-se facilmente o tempo de sincronismo necessário para o cruzamento dos eventos. Pode-se, ainda, definir um ponto a mais no modelo espacial, o que facilitará ainda mais o trabalho de sincronismo (evitando anotações extras), apesar de exigir um “click” a mais ao longo do trabalho de digitalização.

O erro associado a este processo é definido pelo sistema de cinemetria, que possui a menor resolução, 60 quadros por segundo, o que implica num erro de aproximadamente 17 ms.

Os dados adquiridos foram exportados para o *software* SAD32, onde foram tratados matematicamente conforme ítem 5.2.2.2. Todas as curvas de interesse são colocadas em um mesmo diagrama, para interpretação integrada (Figura 42).

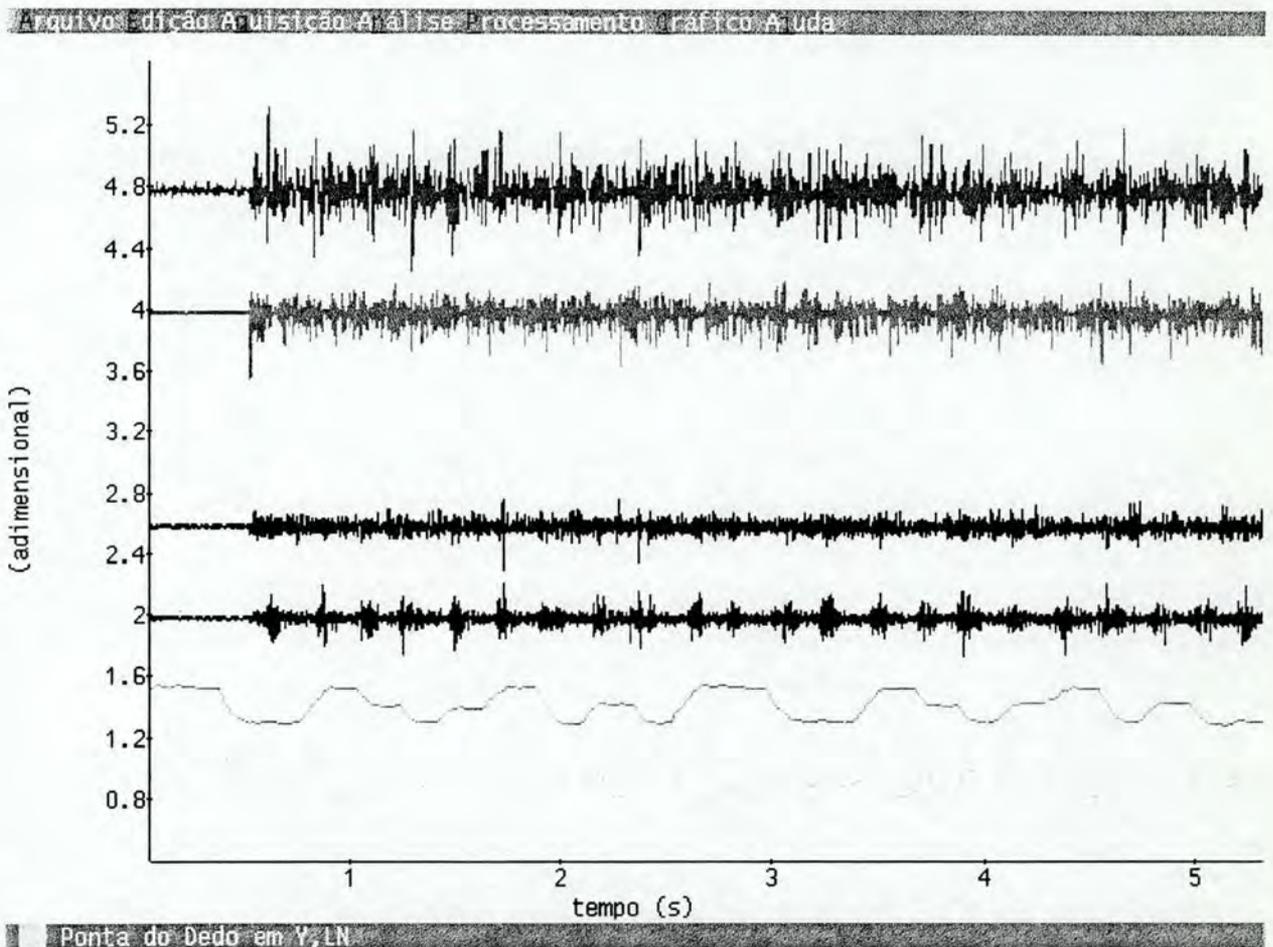


Figura 42. — EMG do Trapézio, — EMG do Extensor Ulnar, — EMG do Extensor Radial, — EMG do Flexor Radial, — EMG do Flexor Ulnar, — trajetória da ponta do dedo indicador em x (horizontal), — trajetória da ponta do dedo indicador em y (vertical).

### 5.2.2.2 Tratamento Matemático (do ensaio II)

Após a transformação das imagens em gráficos que descrevem a trajetória do pontos monitorados, os seguintes passos foram executados:

1. Reconstrução da curva com frequência de 1000 Hz.
2. Filtro passa baixa com frequência de corte de 10 Hz.
3. Derivada primeira da posição para obter velocidade.
4. Derivada segunda da posição para obter aceleração.

Os gráficos apresentados foram baseados no registro da trajetória do ponto referente ao ponta do dedo indicador.

## 5.3 Análise dos Resultados

### 5.3.1 Ensaio I

O gráfico da Figura 43 mostra o registro do ângulo do punho em graus, no tempo, durante a digitação em teclado alfanumérico, em vista superior. Em vermelho com a Tala de Punho e, em azul normalmente (sem uso de nenhum acessório).

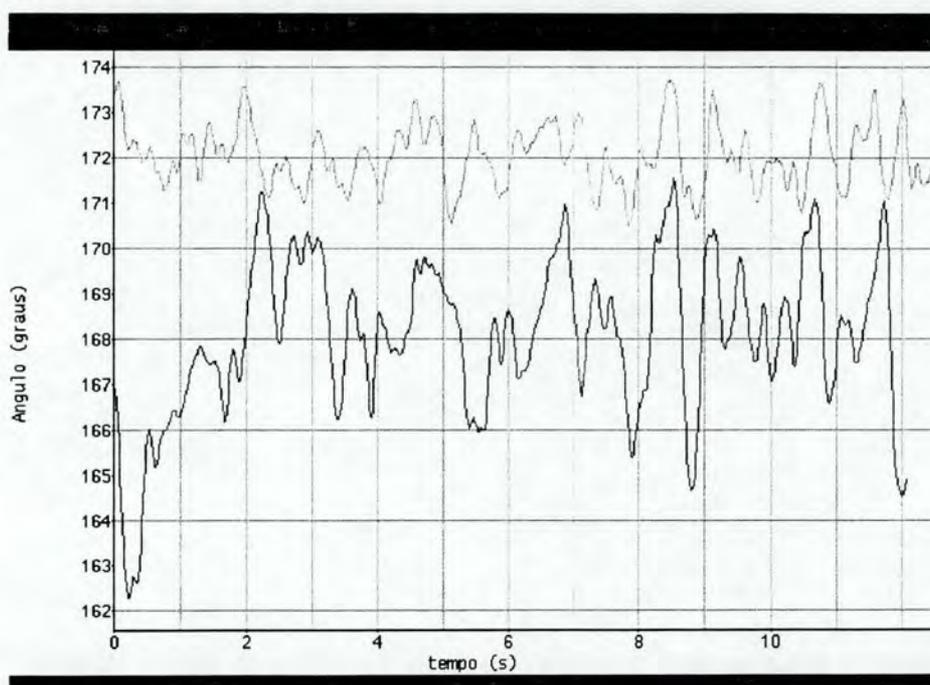


Figura 43. — Ângulo do punho (desvio ulnar) durante digitação com Tala de Punho. — Ângulo do punho (desvio ulnar) durante digitação normal, ambos em teclado alfanumérico. Vista superior.

Durante a digitação normal o ângulo de desvio ulnar é de aproximadamente  $168^\circ$ , o que representa um desvio de  $12^\circ$  da posição neutra. O desvio máximo é superior a  $165^\circ$ , ou seja  $15^\circ$ , e ainda está  $5^\circ$  distante do limite da zona de risco determinada por alguns autores [Amaral 1992, Armstrong et al., 1994].

Quando a Tala de Punho é utilizada, a média é de  $172^\circ$ , ou seja, apenas  $8^\circ$  de desvio ulnar da posição neutra.

O gráfico da Figura 44 mostra o registro do ângulo do punho em graus, no tempo, durante a digitação em teclado numérico e em vista lateral. Em vermelho com a Tala de Punho e em azul normalmente.

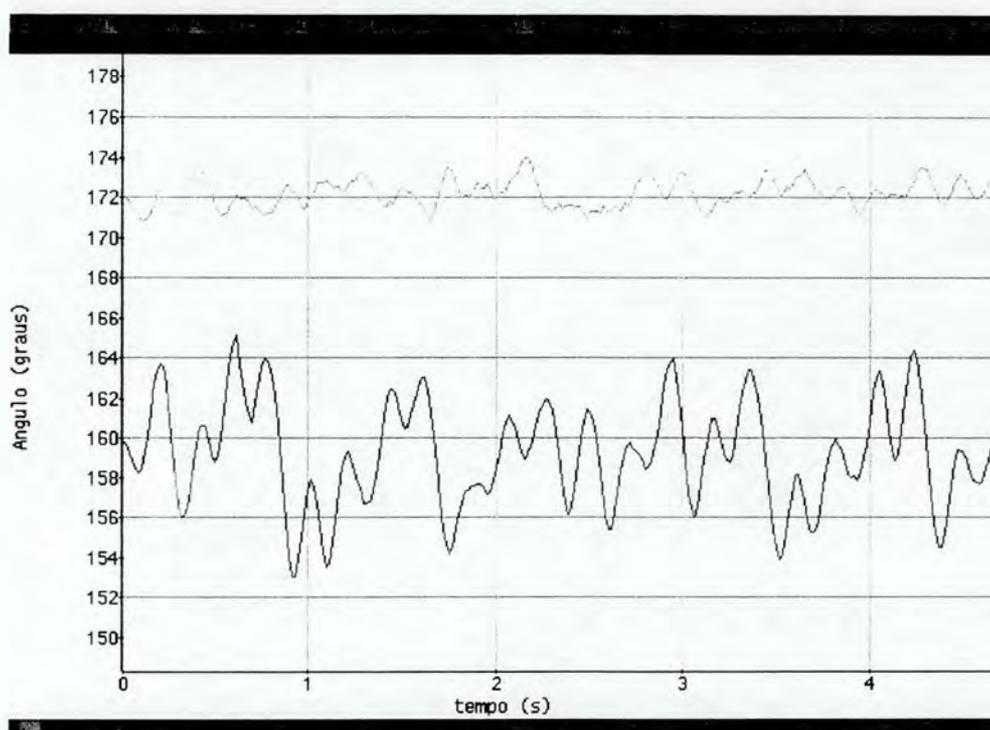


Figura 44. — Ângulo do punho (em extensão) durante digitação com Tala de Punho. — Ângulo do punho (em extensão) durante digitação normal Ambos em teclado alfanumérico. Vista lateral.

Vê-se que, durante a digitação normal, a média do ângulo de extensão do punho, é de aproximadamente  $159^\circ$ , o que significa uma variação de  $21^\circ$  da posição neutra, atingindo uma variação máxima superior a  $154^\circ$ , que resulta em mais de  $26^\circ$  de variação com relação a posição neutra. Segundo Amaral, 1992, a zona em que o punho pode trabalhar sem riscos de lesão é de até  $15^\circ$  de extensão. Portanto, digitando normalmente, a média do ângulo de trabalho do punho está dentro da zona de risco, e chega a ultrapassar em  $12^\circ$ .

Quando o digitador utiliza a Tala de Punho a média do desvio de extensão do punho é de  $172^\circ$  aproximadamente, o que significa um desvio de apenas  $8^\circ$  da posição neutra. A variação máxima é pouco superior a  $170^\circ$ , ou seja, um desvio máximo de  $10^\circ$  da posição neutra.

### 5.3.2 Ensaio II

O gráfico da Figura 45 mostra a posição (m) no eixo y (eixo vertical) da ponta do dedo indicador durante digitação em teclado numérico de computador. Os números representam a tecla que está sendo acionada quando a ponta do dedo atinge o ponto inferior da trajetória. Analisando o gráfico vê-se que as três teclas acionadas tem diferenças de posição durante o acionamento. Isto ocorre porque o teclado possui uma pequena inclinação, e o eixo tomado como referência zero é paralelo ao chão. Assim a tecla “1” fica um pouco mais baixa que a “4”, e esta mais baixa que a “7”. Observa-se que as teclas nem sempre são acionadas no mesmo nível, pois ela não precisa necessariamente atingir o fim de curso para ser acionada. Digitando rapidamente, algumas vezes, a tecla é pressionada levemente, somente até que ocorra o contato que a aciona. Outras vezes ela é pressionada até o seu fim de curso.

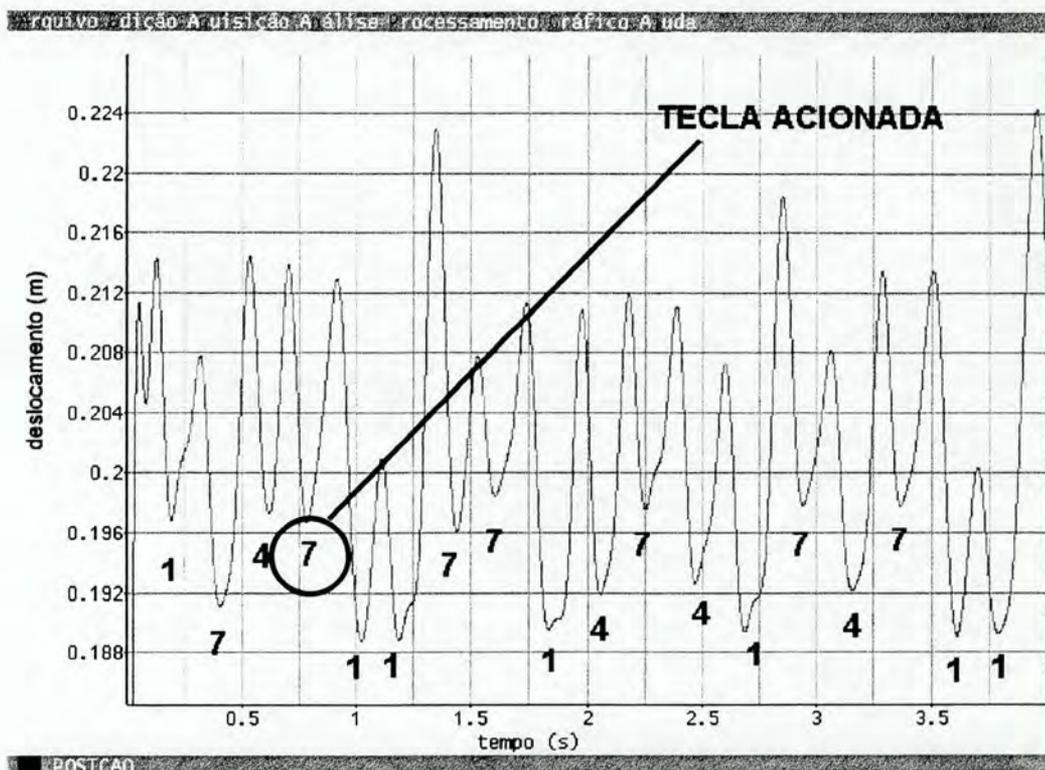


Figura 45. — posição (m) x tempo (s) da ponta do dedo indicador durante digitação em teclado numérico de computador. Os números representam a tecla acionada.

Pode-se observar que entre a posição inferior, quando a tecla é comprimida, e a posição elevada existe uma diferença máxima de 36 mm.

O gráfico da Figura 46 mostra a posição (m) e a velocidade (m/s) da ponta do dedo em y. A velocidade é determinada a partir da derivada do deslocamento.

Vê-se neste gráfico que a velocidade é máxima no meio de percurso, entre o ponto inferior e o superior. A ponta do dedo tem o comportamento semelhante ao de um pêndulo: nos extremos a velocidade é zero e aumenta até atingir a metade da amplitude, quando a velocidade atinge seu valor máximo. A velocidade chega a atingir valores próximos a 0,4 m/s.

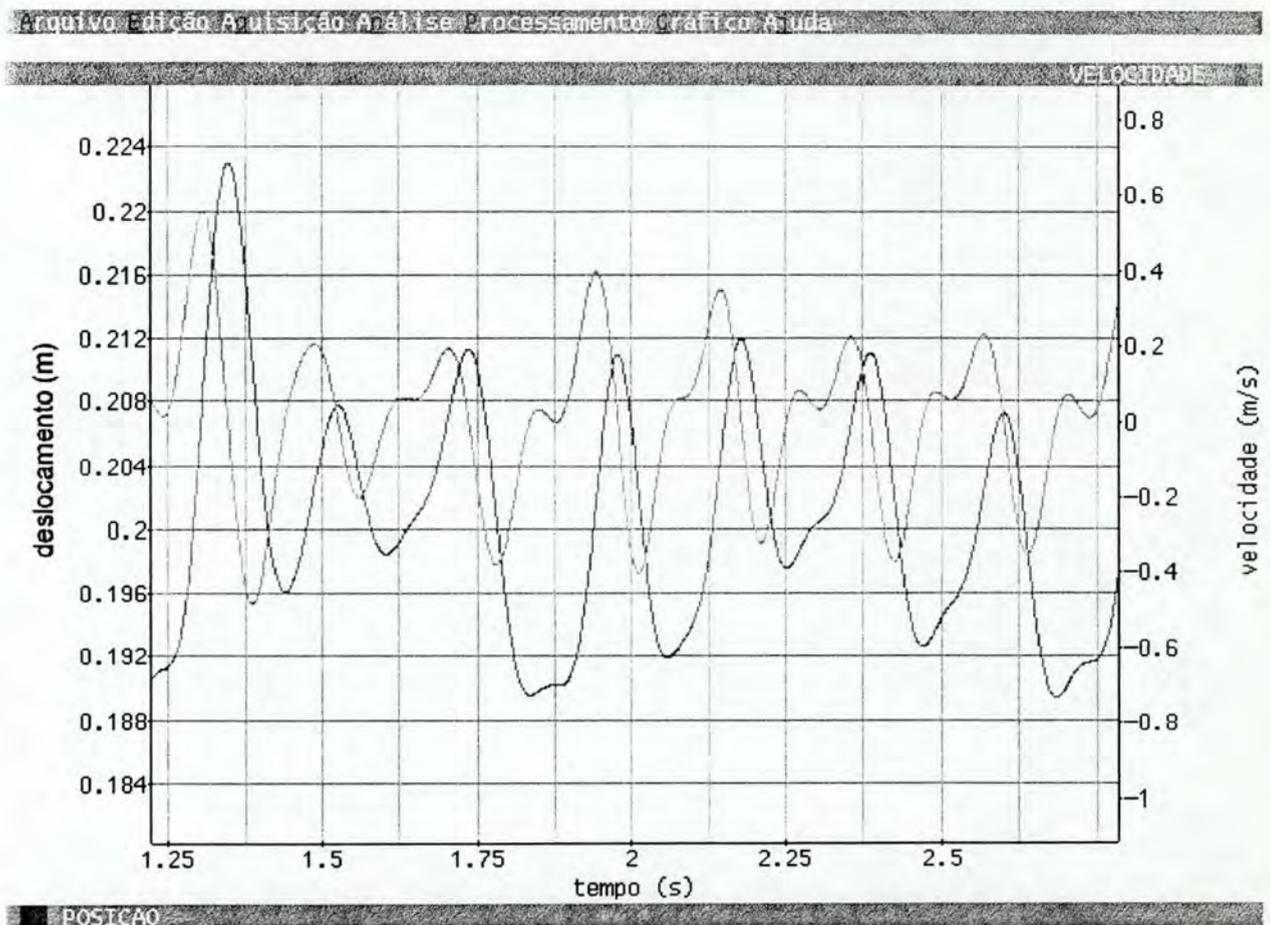


Figura 46. — posição (m) e — velocidade (m/s) x tempo (s) da ponta do dedo indicador durante digitação em teclado numérico de computador.

A Figura 47 mostra, em azul a posição (m), e em cor de rosa a aceleração ( $\text{m/s}^2$ ) da ponta do dedo indicador. A aceleração foi calculada a partir da derivada 2ª do deslocamento.

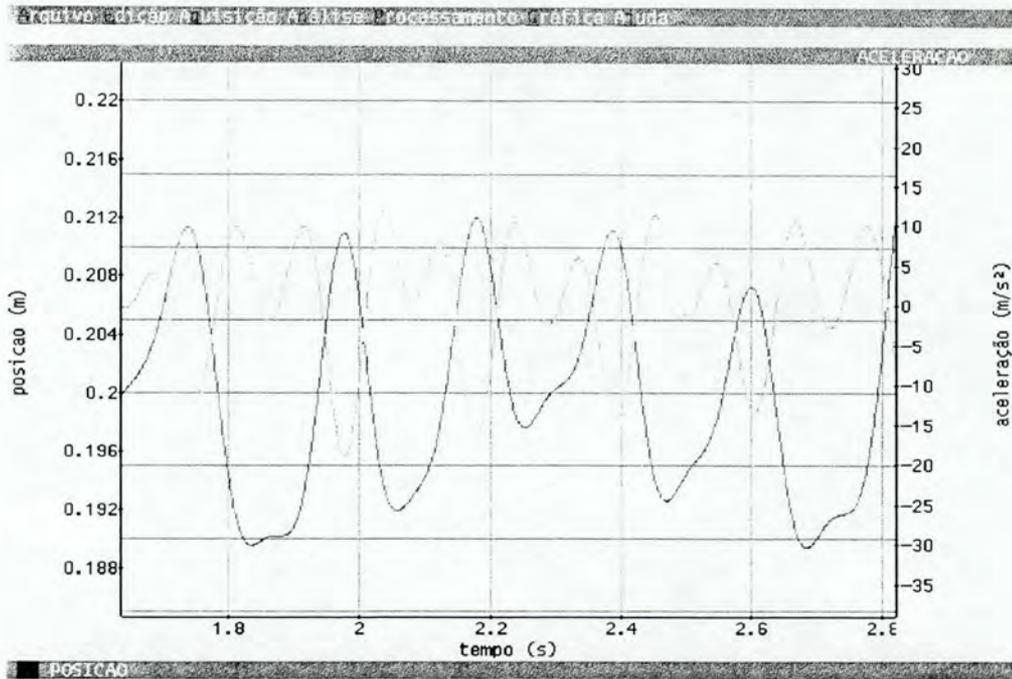


Figura 47. — posição (m) e — aceleração ( $\text{m/s}^2$ ) x tempo (s) da ponta do dedo indicador durante digitação em teclado numérico de computador.

O gráfico da Figura 48 mostra a posição da ponta do dedo (azul), a velocidade (vermelho) e a aceleração (verde).

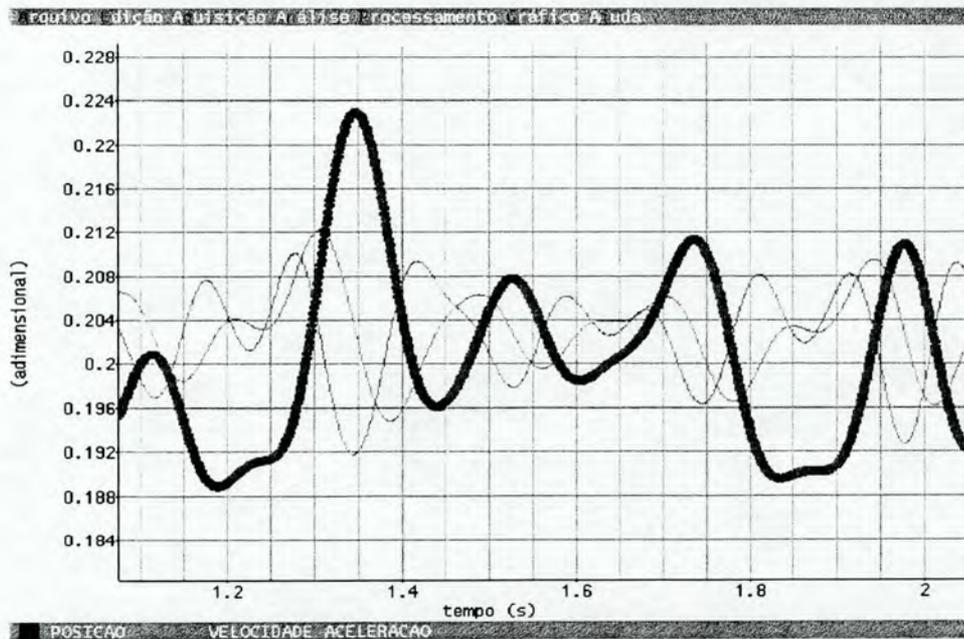


Figura 48. — posição (m), — velocidade (adimensional) e — aceleração (adimensional) x tempo (s) da ponta do dedo indicador durante digitação em teclado numérico de computador.

O gráfico da Figura 49 mostra EMG tratado (envelope RMS com janela de 120 pontos) do músculo extensor radial durante digitação normal (em azul escuro) e com tala de punho (em vermelho). Mostra também a posição da ponta do dedo em y, durante digitação normal (azul claro) e com tala de punho (verde). Pode-se ver claramente que os picos de atividade mioelétrica ocorrem quando a tecla está sendo pressionada.

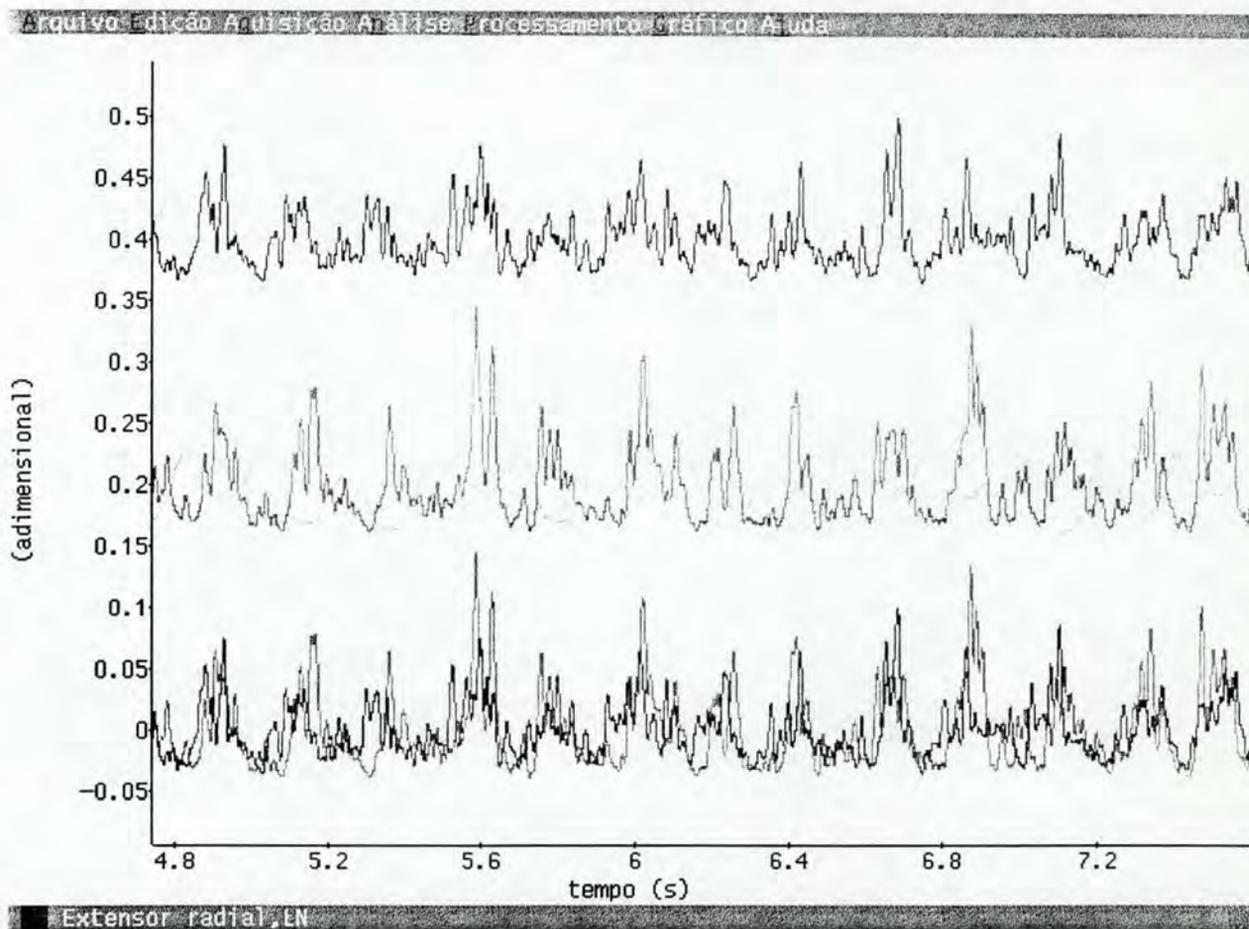


Figura 49. — EMG do Extensor Radial durante digitação normal, — trajetória da ponta do dedo indicador em y durante digitação normal, — EMG do Extensor Radial durante digitação com tala de punho, — trajetória da ponta do dedo indicador em y durante digitação com tala de punho.

Vê-se claramente na Figura 49 que a atividade elétrica do músculo extensor radial é maior quando a tala de punho é utilizada. Isto é válido somente para o digitador que participou deste ensaio, e que mais ensaios, com um número maior de participantes, seria necessário para que qualquer afirmação fosse feita de maneira genérica. .

O gráfico da Figura 50 mostra EMG tratado (envelope RMS com janela de 120 pontos) do músculo flexor ulnar durante digitação normal (azul) e com tala de punho (marron).

Mostra também a posição da ponta do dedo em y, durante digitação normal (vermelho) e com tala de punho (verde). Os picos de atividade elétrica ocorrem quando a ponta do dedo está em posição elevada. A atividade mioelétrica durante a digitação com tala de punho é maior para o músculo flexor ulnar.

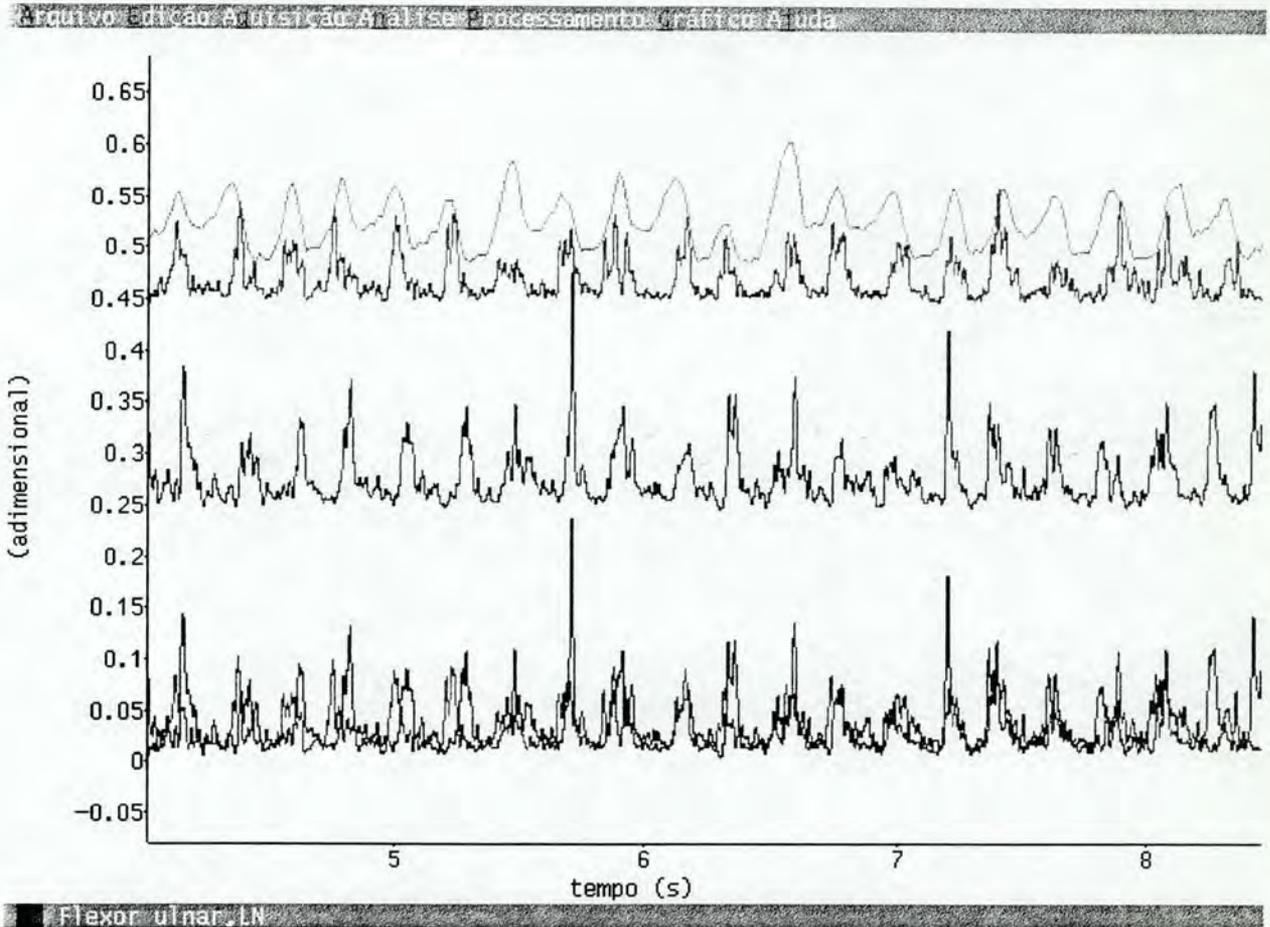


Figura 50. — trajetória da ponta do dedo indicador em y durante digitação normal, — EMG do Flexor Ulnar durante digitação normal, — trajetória da ponta do dedo indicador em y durante digitação com tala de punho, — EMG do Flexor Ulnar durante digitação com tala de punho.

O gráfico da Figura 51 mostra o EMG tratado (envelope RMS com janela de 120 pontos) do músculo trapézio superior durante digitação normal (preto) e com tala de punho (marrom). Mostra também a posição do punho (verde claro) e a trajetória da ponta do dedo indicador (verde escuro) em y, durante digitação normal; a posição do punho (azul claro) e a trajetória da ponta do dedo indicador (azul escuro) em y com tala de punho. Os picos de atividade elétrica ocorrem quando a ponta do dedo está na posição mais elevada, e apresentam um comportamento mais periódico na digitação normal. Pode-se observar que, durante a digitação com tala de punho, a trajetória do ponto referente à posição do punho é semelhante a da ponta do

dedo indicador. Isto ocorre porque a Tala de Punho imobiliza a articulação do mesmo. Assim, o movimento do sistema mão/antebraço imobilizado pela tala de punho tem inércia maior, pois movimenta mais massa para obter o mesmo deslocamento da ponta do dedo durante a digitação normal. Isto explica porque o trapézio apresenta uma pequena tendência de maior atividade mioelétrica quando a tala de punho é utilizada em relação a digitação normal, como pode ser visto na Figura 38 (a tala de punho pesa 0,57 N, o que também contribui, teoricamente, para maior atividade mioelétrica).

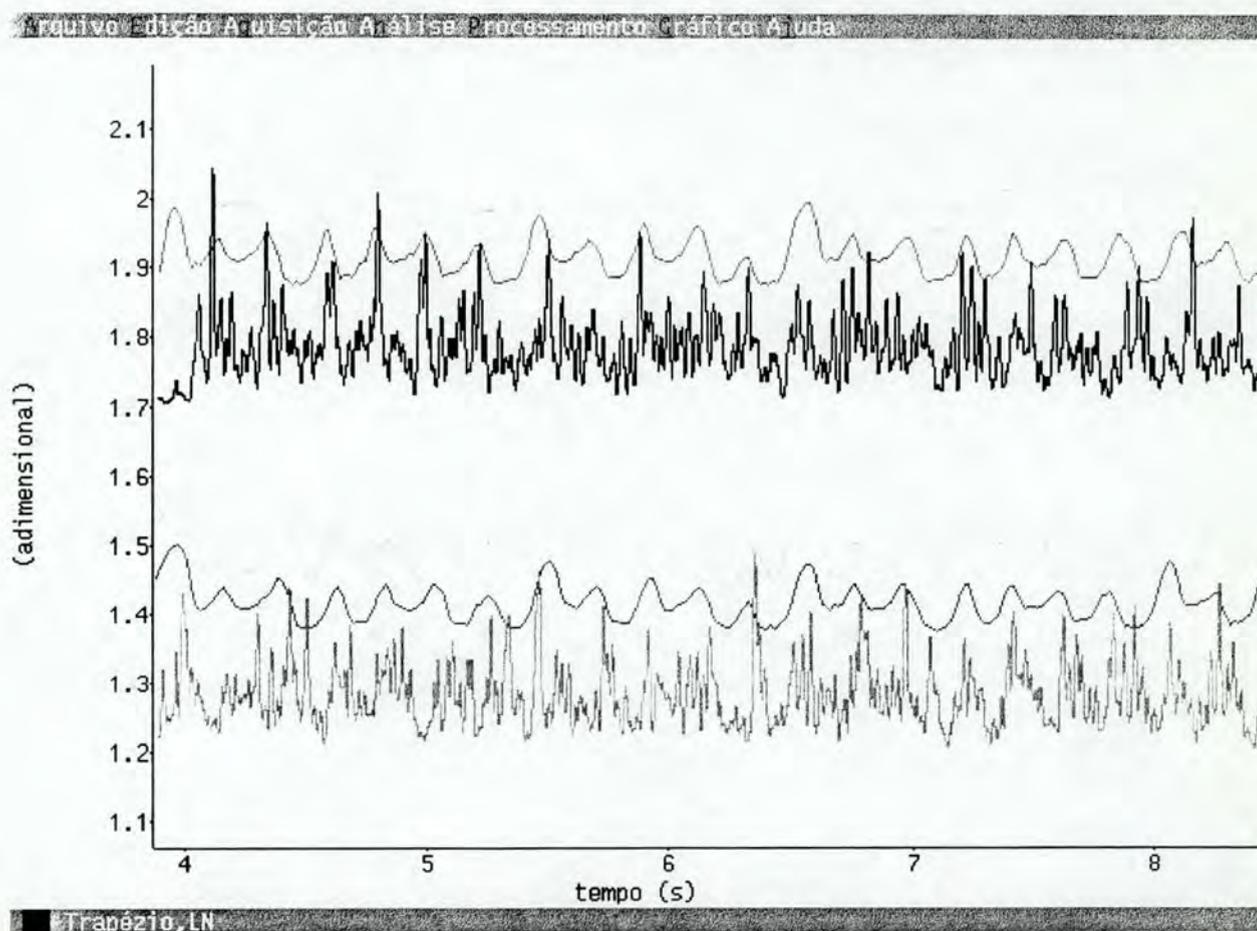


Figura 51. — trajetória do punho em y durante digitação normal, — trajetória da ponta do dedo indicador em y durante digitação normal, — EMG do Trapézio durante digitação normal, — trajetória do punho em y durante digitação com tala de punho, — trajetória da ponta do dedo em y indicador durante digitação com tala de punho, — EMG do Trapézio durante digitação normal.

## 5.4 Discussão

Pode-se observar que a Tala de Punho diminuiu a média do ângulo de desvio ulnar durante a digitação, e também a variação em torno da média. Isto ocorre tanto para análise em vista lateral como para superior. Para flexão (vista lateral) a correção no ângulo é mais significativa, pois neste caso o desvio do punho durante a digitação normal penetra mais na zona de risco do que o desvio ulnar.

Com relação ao estudo das grandezas físicas o ideal seria utilizar um equipamento com capacidade de registrar 250 quadros por segundo, ou mais. Rempel, et al., 1994, trabalhou com 1000 quadros por segundo para relacionar a posição do dedo com a força aplicada sobre a tecla.

O equipamento utilizado neste trabalho capta 60 quadros por segundo, o que permite uma boa avaliação da posição, uma razoável avaliação da velocidade (para determinar um ponto de velocidade são necessários no mínimo dois pontos da posição), mas para aceleração ele deixa a desejar (para determinar um ponto de aceleração são necessários dois pontos de velocidade). Para contornar este problema interpolou-se pontos entre os pontos registrados pela cinemetria, ou seja, os registros que possuíam 60 quadros por segundo foram transformados em registro com 1000 pontos por segundo. Este processo acaba funcionando como uma espécie de filtro onde as bruscas variações na velocidade são amenizadas. Por exemplo, quando a tecla atinge o fim de curso, apesar de a ponta do dedo continuar deformando-se mais 0,3 mm [Rempel et al., 1994], ocorre uma grande variação na velocidade da ponta do dedo, o que implica em grande desaceleração. Como o tratamento de dados acaba suavizando estas grandes variações, a análise da aceleração acaba sendo prejudicada. De qualquer forma pode-se ter uma boa idéia de como é o perfil da aceleração da ponta do dedo durante a digitação.

Com relação ao estudo da Cinemetria sincronizada com Eletromiografia pode-se afirmar que com o monitoramento de músculos como o Trapézio, Flexor Ulnar ou Extensor Radial é possível determinar com boa aproximação o momento de contato do dedo com a tecla. Vê-se claramente que existe uma diferença de fase entre o Flexor Ulnar e o Extensor Radial. Quando a tecla está sendo comprimida, a atividade mioelétrica do Extensor Ulnar é máxima e do Flexor Ulnar é mínima. Quando o dedo indicador está no ponto mais distante da tecla ocorre o oposto. O Trapézio apresenta comportamento semelhante ao Flexor Ulnar.

As afirmações com relação à atividade muscular e Cinemetria são válidas apenas para este caso, em que um único digitador foi monitorado, e que apenas três teclas alinhadas (1, 4, 7) foram acionadas com um único dedo. Estudos futuros são necessários para afirmações generalizadas sobre a atividade muscular.

## CAPÍTULO 6

### DINAMOMETRIA

#### 6.1 Introdução

A Dinamometria é a técnica de medição de força. Este capítulo mostra o projeto e utilização de uma célula de carga desenvolvida com o propósito de quantificar a força aplicada sobre a tecla durante a digitação. Também estudou-se a força aplicada sobre a tecla durante a utilização de acessórios encontrados no mercado que são indicados para prevenir LER.

Smutz, et al., 1994, diz que: “...estudos epidemiológicos em diversos setores mostraram que a LER está associada ao nível de esforço executado pelas mãos (Stock 1991, Armstrong 1987, Silverstein 1987)... ...a força de impacto do dedo (Armstrong 1993) e o desvio do punho durante a digitação estão associados ao nível de risco de desenvolvimento de LER...”

A redução dos riscos associados à força e a postura podem compensar os efeitos negativos da repetitividade. Os efeitos da força de acionamento da tecla não são um fator de risco muito fácil de ser trabalhado, mas há amplas evidências que o risco causado pela postura incorreta dos punhos pode ser reduzido com o uso de teclados mais adequados [Rempel, 1994].

O estudo da força aplicada sobre o teclado fornece informações importantes na busca de soluções das lesões relacionadas com a digitação.

Armstrong et al., 1994, secciona a primeira fase de compressão da tecla em quatro etapas, que são definidas a seguir e mostradas na Figura 52:

- (I) Força inicial (*Make force*) - o pico de força precede o “retorno tátil” indicando o registro da tecla. Esta é a mínima força necessária para o acionamento da tecla.

- (II) Força de retorno táctil (*Breckaway force*) - é a diferença entre a máxima e a mínima força antes e depois do “retorno táctil”. Ocorre quando a tecla faz o “clique” que o usuário sente quando ela é acionada.
- (III) Deslocamento inicial (*Make travel*) - é o deslocamento correspondente à “força inicial”.
- (IV) Deslocamento Total (*Total travel*) - é a máxima distância entre o “deslocamento inicial” e o “fim de curso”.

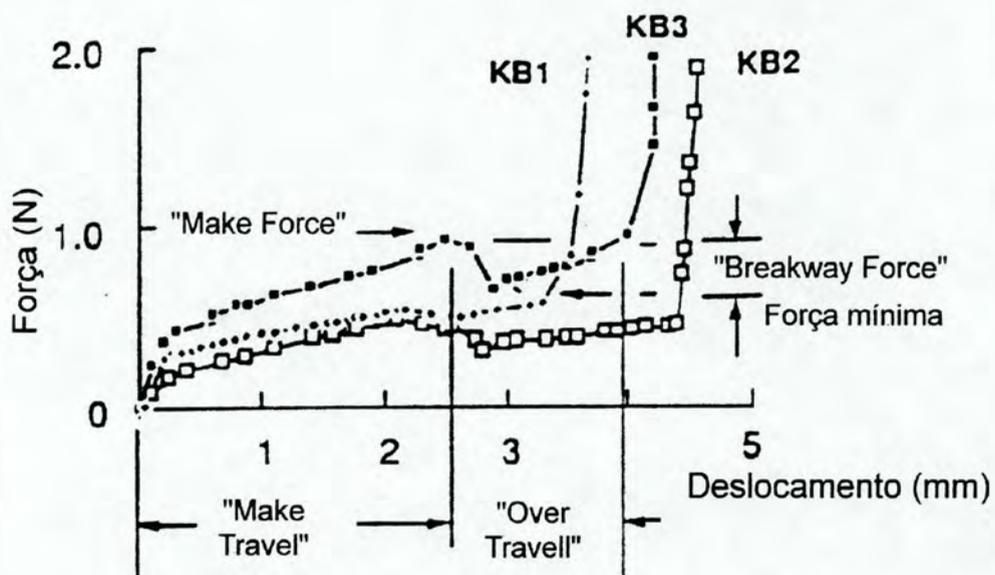


Figura 52. Etapas durante a aplicação de força sobre a tecla. definidas por Armstrong et al., 1994. KB1, KB2 e KB3 são 3 teclados de computador de marcas diferentes.

Rempel et al., 1994, divide a força aplicada sobre a tecla durante a digitação em três etapas (conforme é mostrado na Figura 53):

- (1) compressão da tecla
- (2) impacto do dedo
- (3) compressão da polpa do dedo e relaxamento

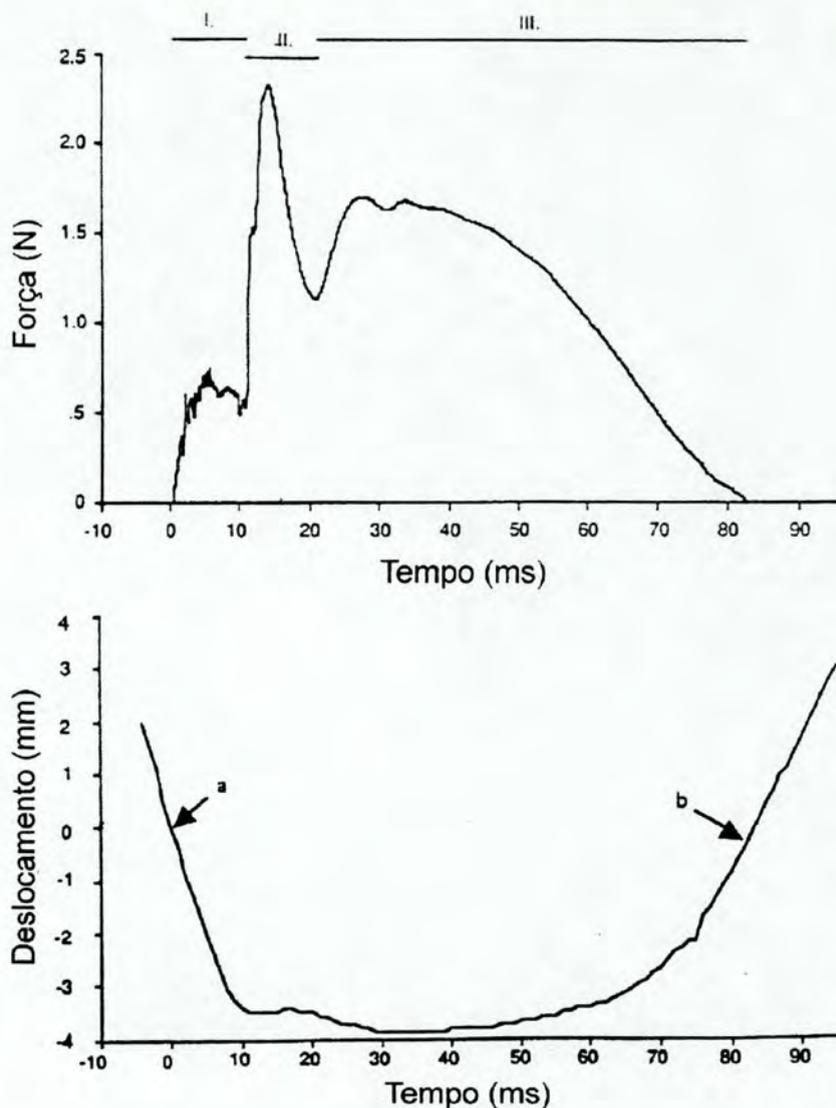


Figura 53. As três fases para registro de força (N) e deslocamento (mm) x tempo (ms) durante digitação.  
 (I) compressão da tecla, (II) impacto do dedo e (III). compressão da polpa do dedo e relaxamento.  
 (a) tecla sendo acionada e (b) tecla retornando a posição de repouso.  
 Segundo Rempel et al., 1994.

A compressão da tecla começa com o contato do dedo (deslocamento = 0) até o fim do curso de deslocamento da tecla. O “impacto do dedo” ocorre quando a tecla atinge o fim do curso de deslocamento e ocorre uma desaceleração, que está associado com a força máxima que ocorre durante um curto espaço de tempo. Outro pico de força máxima ocorre no início da “compressão da tecla”. A “compressão da polpa do dedo” é responsável por um deslocamento de 0.3 mm depois que a tecla está completamente comprimida e parada. A análise cinemétrica mostra que o movimento adicional foi devido à compressão da polpa do dedo. Na última metade desta fase a força decresce e a tecla sobe, retornando à posição inicial.

## 6.2 Procedimento Experimental e Equipamento Utilizado

### 6.2.1 Célula de Carga para Medir Força Aplicada sobre Tecla

Com a finalidade de medir a força aplicada sobre a tecla, desenvolveu-se uma célula de carga que permite estudar a eficiência de acessórios e teclados alternativos com relação a diminuição de força aplicada e a relação entre a eletromiografia e a força aplicada na tecla.

A célula de carga desenvolvida utiliza extensômetros resistivos do tipo *strain gauges* e foi baseada na plataforma de força desenvolvida por Petersen, 1965.

Ela é composta por quatro vigas engastadas com 14,0 x 4,0 x 0,4 mm, de alumínio 6066-T6, cada uma com um sensor. Duas com extensômetros fixos no lado superior (em tração), como mostra a Figura 1, e duas com extensômetros fixos do lado inferior (em compressão). Os sensores foram montados formando uma Ponte de Wheatstone completa.

Em cada extremidade das vigas fixou-se a placa onde a força é aplicada, como pode ser visto nas Figuras 54 e 55. Quando a força é aplicada no centro da placa as quatro vigas sofrem a mesma deformação. Se a força for aplicada em uma das extremidades a viga fixa nesta posição sofrerá a maior deformação; como a célula é montada em ponte completa, o desbalanço da ponte será semelhante ao caso em que a força é aplicada no centro. Assim, se a força aplicada pelo dedo estiver deslocada do centro da placa, a leitura da força não sofrerá distorções pois a célula foi projetada para compensar variações na posição de aplicação da carga.

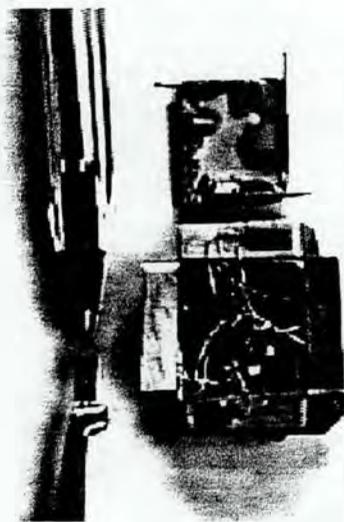


Figura 54. Célula de carga aberta e sensor.

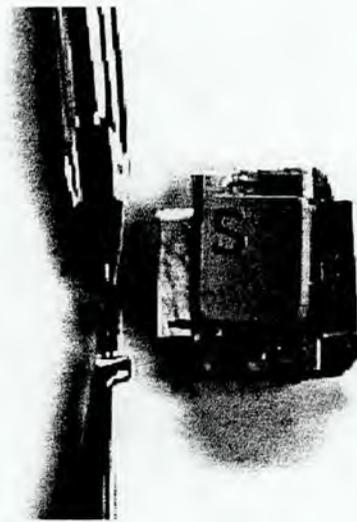


Figura 55. Célula de carga montada e sensor.

Foram utilizados sensores do tipo *strain gauges* da marca KYOWA, modelo KFG-1-120-C1-23, para alumínio com 1 mm de grade. Para fixá-los na superfície das vigas de alumínio utilizou-se cola da marca MICROMEASUREMENTS (MB35); após feita a soldagem dos fios e terminais dos sensores, aplicou-se uma camada de cola de silicone da marca MICROMEASUREMENTS, modelo 3140 RTV, com a finalidade de proteger o sensor e os fios de eventuais acidentes. Os passos da fixação dos sensores seguem a seguir:

1. Limpa-se a superfície com álcool isopropílico.
2. Lixa-se a superfície onde os extensômetros serão colados.
3. Limpa-se a superfície com álcool isopropílico.
4. Aplica-se uma camada de cola Micromasurements M-Bond 43B.
5. Deixa-se secar por 20 min.
6. Coloca-se o extensômetro sobre a cola.
7. Coloca-se uma camada de lã de rocha sobre o extensômetro.
8. Coloca-se uma lâmina de aço sobre a lã de rocha.
9. Prensa-se a lamina de aço contra a superfície com o auxílio de um grampo.
10. Coloca-se em um forno a temperatura ambiente.
11. Eleva-se a temperatura até 175°C a uma taxa de 5°C/min.
12. Deixa-se a 175 °C durante uma hora.
13. Resfria-se até a temperatura ambiente a um taxa de 5 °C/min.
14. Limpa-se a superfície com algodão seco.
15. Aplica-se uma camada de cola Micromasurements 3140 RTV para proteção.

### **6.2.2 Dimensionamento da Célula de Carga**

A principal dificuldade encontrada na execução do projeto é o pequeno dimensionamento das teclas e a pequena distância existente entre elas quando fixadas no teclado.

Com o objetivo de compensar a variação da aplicação de carga sobre a plataforma da célula de carga optou-se por montar uma ponte de Wheatstone completa, composta por quatro vigas, com dois sensores trabalhando em compressão e dois em tração.

A opção inicial era construir a célula com quatro vigas em forma de cruz fixas pelo centro e pelas extremidades; porém, desta forma não existiria uma boa relação entre o

comprimento e a largura. Para contornar esta dificuldade as vigas foram deslocadas para as arestas da tecla e foram fixadas em suas extremidades.

O material utilizado para a confecção das vigas foi o Alumínio 6066-T4, por ser leve, não deteriorar com o tempo e ser de fácil usinabilidade.

Propriedades mecânicas do Alumínio 6066-T4:

$$\text{Tensão de Escoamento: } \sigma_e = 20,7 \times 10^7 \text{ N/m}^2$$

$$\text{Modulo de Elasticidade: } E = 700,0 \times 10^8 \text{ N/m}^2$$

As formulas usadas para o dimensionamento da célula de carga desenvolvida foram retiradas de Popov, 1984.

$$\sigma_e = 20,7 \times 10^7 \frac{\text{N}}{\text{m}^2} \quad E = 700,0 \times 10^8 \frac{\text{N}}{\text{m}^2}$$

$$l = 14,0 \times 10^{-3} \text{ m} \quad b = 4,0 \times 10^{-3} \text{ m} \quad h = 0,4 \times 10^{-3} \text{ m}$$

onde: l = comprimento, b = largura, h = espessura

Momento de Inércia I

$$I = \frac{bh^3}{12} = \frac{4 \times 10^{-3} \times (4 \times 10^{-4})^3}{12} = 2,1 \times 10^{-14} \text{ m}^4 \quad (12)$$

Momento Angular W

$$W = \frac{I}{b/2} = \frac{2,1 \times 10^{-14}}{(4 \times 10^{-4})/2} = 1,1 \times 10^{-10} \text{ m}^3 \quad (13)$$

Momento Máximo

$$M_{\max} = W \cdot \sigma_e = 1,1 \times 10^{-10} \text{ m}^3 \cdot 20,7 \times 10^7 \frac{\text{N}}{\text{m}^2} = 2,2 \times 10^{-2} \text{ N.m} \quad (14)$$

Força Máxima

$$F_{\max} = \frac{M_{\max}}{l} = \frac{2,2 \times 10^{-2} \text{ Nm}}{14 \times 10^{-3} \text{ m}} = 1,6 \text{ N} \quad (15)$$

Para coeficiente de segurança S=2,  $F_{\max} = 0,8 \text{ N}$

A célula de carga é formada por quatro vigas engastadas, logo, a força máxima total é 3,2 N, para carga aplicada no centro da plataforma.

$$\varepsilon = \frac{6.F.x}{E.b.h^2} \quad (16)$$

$$\varepsilon = \frac{6 \times 0,8N \times 13,5 \times 10^{-3} m}{700 \times 10^8 \frac{N}{m^2} \times 4,0 \times 10^{-3} m \times (4,0 \times 10^{-4} m)^2} = 1,5 \times 10^{-3} \frac{m}{m} = 1500 \frac{\mu m}{m}$$

onde  $\varepsilon$  é a deformação relativa

A menor deformação no sensor extensométrico necessária para provocar uma variação de voltagem é  $\varepsilon = 1 \frac{\mu m}{m}$ . Substituindo este valor na Equação 16 e isolando F tem-se a sensibilidade  $5,3 \times 10^{-4} N$  para viga da células de carga. Como ela é composta por quatro vigas a sensibilidade é  $21,2 \times 10^{-4} N$ , aproximadamente 0,2 gf.

A célula de carga além de trabalhar com coeficiente de segurança 2 possui fim de curso para cada viga, com a finalidade de evitar deformações plásticas ou danificação do sensor de deformação.

### 6.2.3 Força Aplicada sobre a Tecla Durante Digitação com Acessórios Diferentes

No Capítulo 5, que tratou de Eletromiografia, foi feita análise de cinco acessórios utilizados em digitação com a finalidade de diminuir o risco de LER; para isto, adquiriu-se sinal eletromiográfico de quatro músculos, e simultaneamente mediu-se a força aplicada sobre a tecla correspondente ao número “5”. Neste capítulo serão analisadas as medições de força aplicada sobre a tecla para os diferentes acessórios.

Assim como na análise eletromiográfica dos acessórios, a análise estatística dos resultados foi feita através de Análise de Variância (ANOVA) e o Projeto de Experimento utilizado foi o Quadrado Latino de ordem 6, com nível de significância = 0,05. Para cálculo da tabela ANOVA foi utilizado o *software* DEX-ANOVA.

Foram estudados seis digitadores, cada um escreveu quatro seqüências de números, sendo que em cada uma das seqüências a célula de carga, colocada na posição da tecla correspondente ao número 5, foi pressionada 2 vezes, perfazendo um total de 8 medidas para cada acessório. Portanto, o valor utilizado para representar a força aplicada sobre a tecla durante digitação com acessórios diferentes, corresponde a média de 8 medidas da força máxima.

## 6.3 Análise dos Resultados

### 6.3.1 Aferição da Célula de Carga

Para executar a aferição utilizou-se um condicionador de sinais da marca SODIMEX, modelo IDE-101, com 0,5% de erro. Para calibração estática aplicou-se força conhecida (pesos mortos) no centro da tecla. A célula de carga mostrou-se repetitiva, com desvio padrão médio inferior a 2%. Os resultados apresentados na Figura 56 mostram a média de 5 medidas para cada ponto.

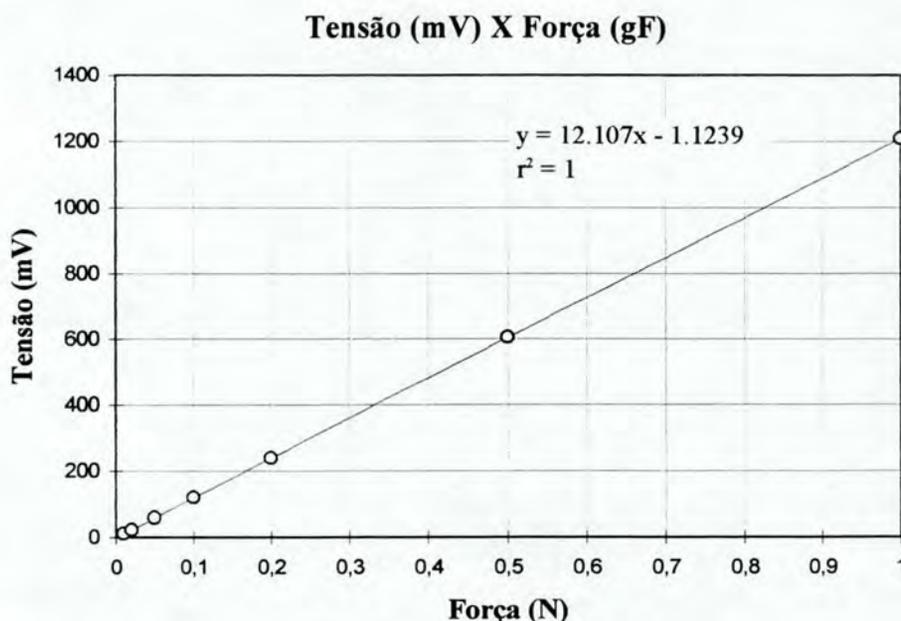


Figura 56. O gráfico mostra o sinal referente a cargas aplicadas estaticamente de 0,010 N; 0,020 N; 0,050 N; 0,100 N; 0,200 N; 0,500 N e 1,000 N (erro =  $\pm 0,001$  N).

Com a finalidade de verificar se ocorre a compensação do deslocamento da aplicação da força sobre a placa, aplicou-se 3 cargas estáticas de 0,230 N, 0,580 N e 0,920 N em cinco pontos: nos quatro cantos da tecla e no centro. Foram feitas cinco baterias de medidas e a média do sinal gerado referente à força aplicada, em cada posição, é mostrado na Figura 57.

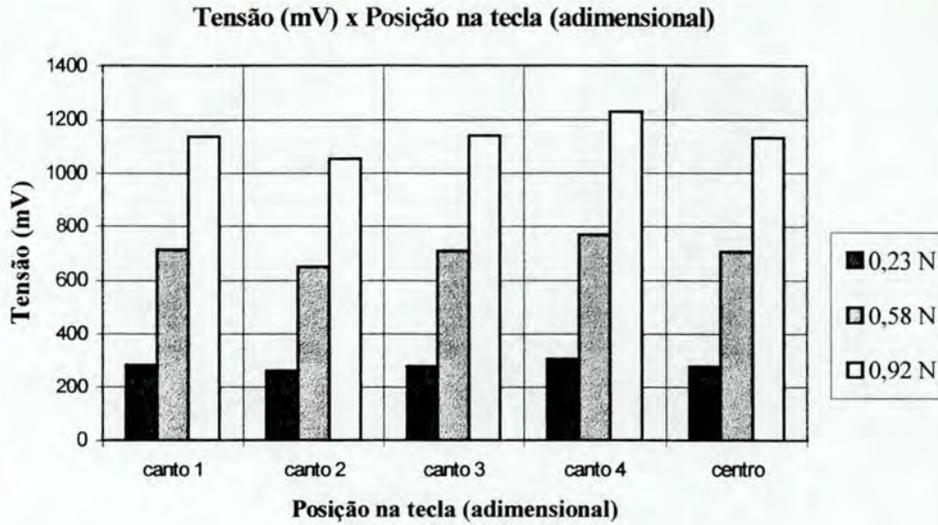


Figura 57. Força estática de 0,230 N, 0,580 N, 0,920 N aplicada nos quatro vértices e no centro da plataforma da célula de carga.

Para a aplicação de força nas cinco áreas diferentes o maior erro foi de 14%. Considerando que a força foi aplicada através de haste em forma de agulha e que o dedo possui uma área de contato grande comparada com a área da tecla, quando a força é aplicada com o dedo, o erro é significativamente menor.

A frequência natural da célula de carga foi determinada através de ensaio de impacto e análise no domínio da frequência através de Transformada rápida de Fourier (FFT). A frequência encontrada fica entre 544 Hz e 548 Hz (Figura 58). Como a frequência de digitação é inferior a 20 Hz, a célula de carga projetada apresenta características que permitem, com boa margem de segurança, a análise da força aplicada sobre a tecla.

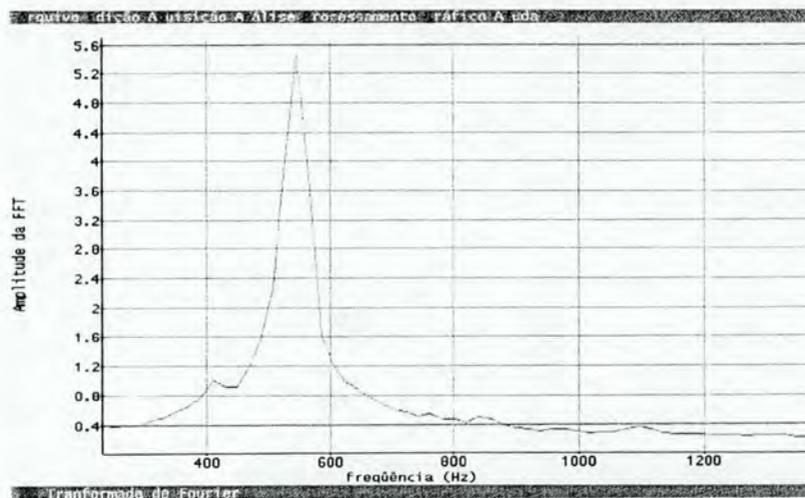


Figura 58. Análise de ensaio de impacto no domínio da frequência.

### 6.3.2 Força Aplicada Durante Digitação

Nos teclados convencionais, geralmente, a tecla é composta por um sistema com duas molas, uma de aço que é responsável pela manutenção da posição de repouso; e outra de espuma com um contato metálico na extremidade inferior. Quando a tecla é comprimida, a mola de aço deforma-se, até que a peça de espuma com o contato metálico toque nos contatos que ativam a tecla. A finalidade da espuma é oferecer um retorno táctil para o digitador, com o objetivo de confirmar a ativação da tecla.

A espuma inicialmente oferece resistência a deformação; quando isto ocorre a estrutura que compõe a espuma desestabiliza-se e a resistência diminui.

Utilizando-se um teclado convencional, e com o auxílio da célula de carga, pode-se estudar o comportamento da força durante carregamento estático de uma tecla. A Figura 59 mostra que a força inicialmente cresce com o deslocamento de maneira linear. A característica de desestabilização da estrutura da espuma pode ser observada logo após esta primeira fase. Após a diminuição da resistência, a força cresce novamente de maneira linear com o deslocamento.

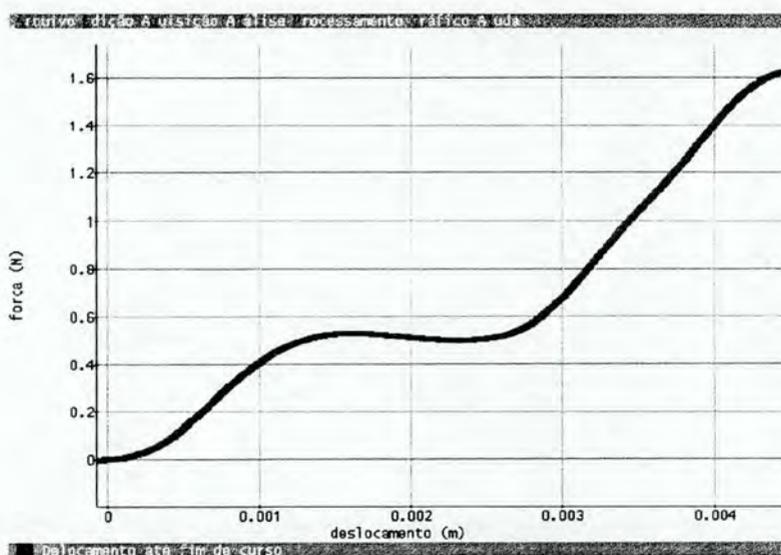


Figura 59. Força (N) x Deformação (m), durante aplicação de carga sobre a tecla com baixa velocidade (10 s do início ao fim de curso).

A célula de carga desenvolvida neste trabalho foi utilizada para registrar a força aplicada sobre a tecla durante um rápido toque, e registrou o perfil mostrado na Figura 60. Pode-se observar que existe alguma semelhança com o perfil mostrado por Rempel, et al., 1994 (Figura 53).

As três fases são identificadas através das cores.

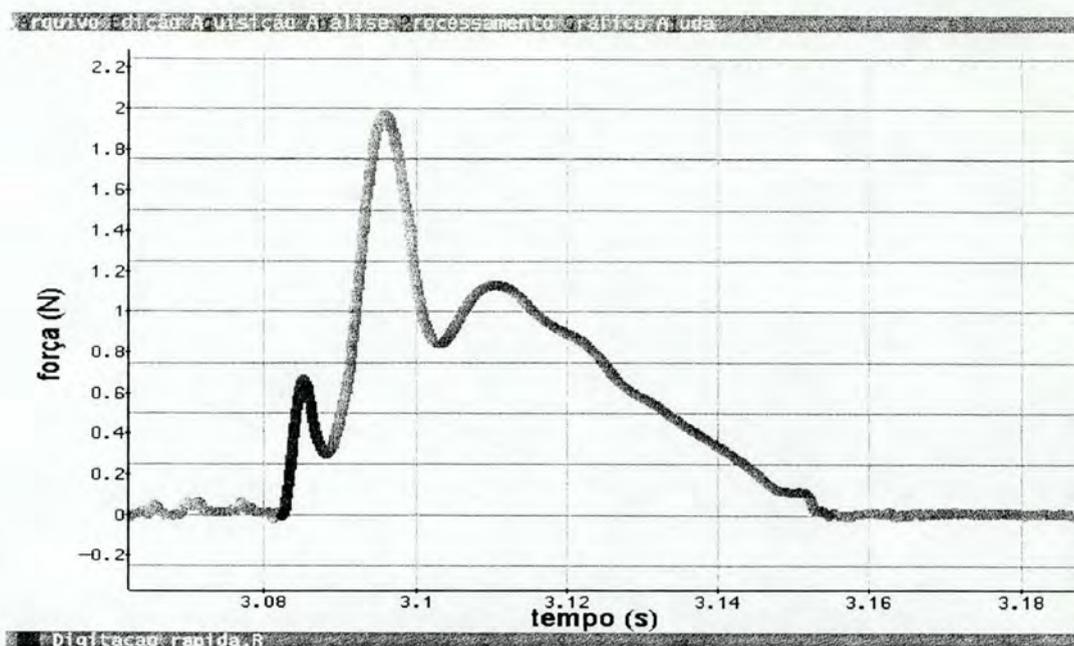


Figura 60 - Registro de força (N) aplicada na tecla durante digitação normal, obtido com a célula de carga desenvolvida neste trabalho.

Foi feita aquisição simultânea do sinal gerado pela célula de carga e de sinal Eletromiográfico de quatro músculos simultaneamente. A Figura 61 mostra o registro de força e EMG, com respectivo sinal RMS, de dois músculos que tem comportamento mais significativo, o Extensor Radial Breve e o Flexor dos Dedos.

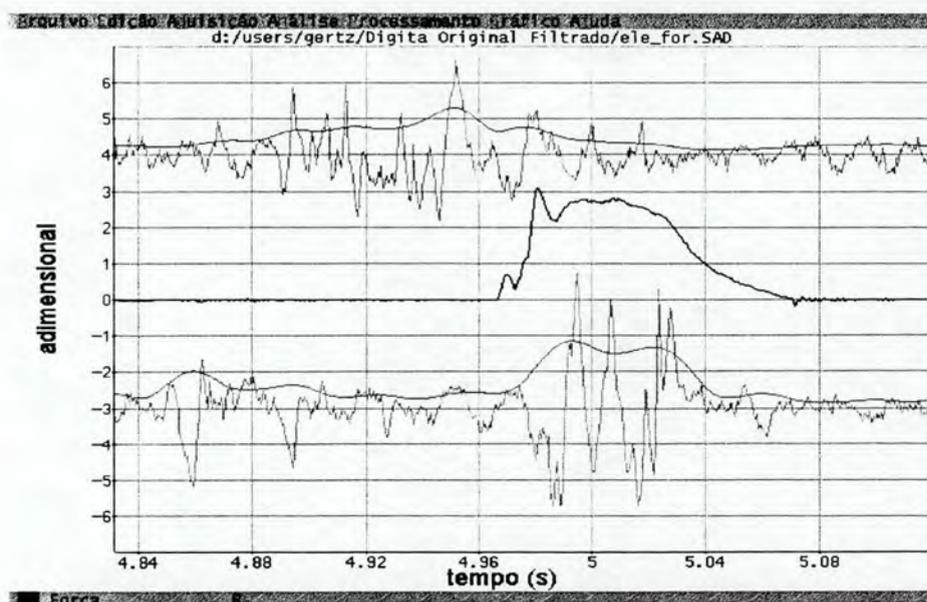


Figura 61. — EMG e respectivo RMS do Extensor Radial (adimensional), — força (N) e — EMG e respectivo RMS do Flexores dos Dedos (adimensional).

Analisando os registros de força durante a digitação, observou-se um fenômeno que ocorre em um número significativo de ensaios. Entre o primeiro e o segundo pico de força descritos na literatura, ocorre outro pico, conforme indicado na Figura 62.

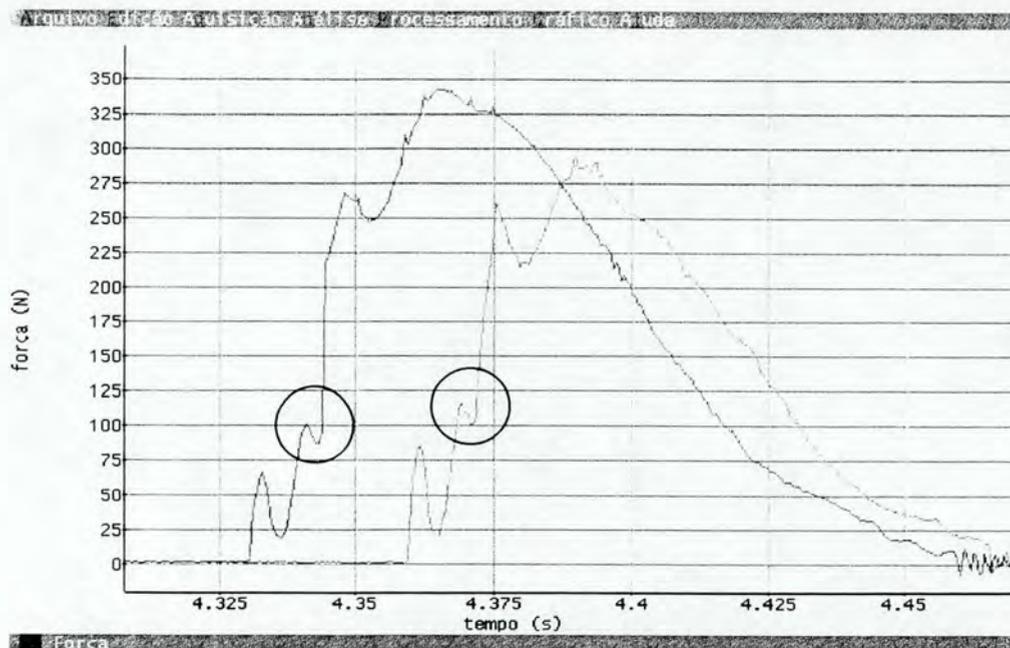


Figura 62. Dois registros de força do mesmo digitador em dois momentos diferentes. A região sinalizada mostra um pico de força não descrito na literatura.

Observando o gráfico força x tempo da Figura 53 nota-se uma pequena descontinuidade no início da segunda fase descrita por Rempel, porém, nos poucos trabalhos até o momento pesquisados, nenhum comentário a respeito deste pico de força foi encontrado.

Um modelamento matemático é uma boa opção para buscar o esclarecimento desta variação de força.

### 6.3.3 Força x Acessórios

Analisando os resultados apresentados na Figura 63, e na Tabela 8, observa-se que a Digitação com Apoio de Braço, com Apoio de Punho e com Teclado Inclinado não apresentaram diferença estatisticamente significativa com relação à força aplicada sobre a tecla. Também não apresentaram diferença estatisticamente significativa para força a digitação com Teclado Inclinado, Tala de Punho e Tala Suspensa.

A digitação Normal apresentou o maior nível de força aplicada sobre a tecla com diferença estatisticamente significativa com relação a todos os outros acessórios.

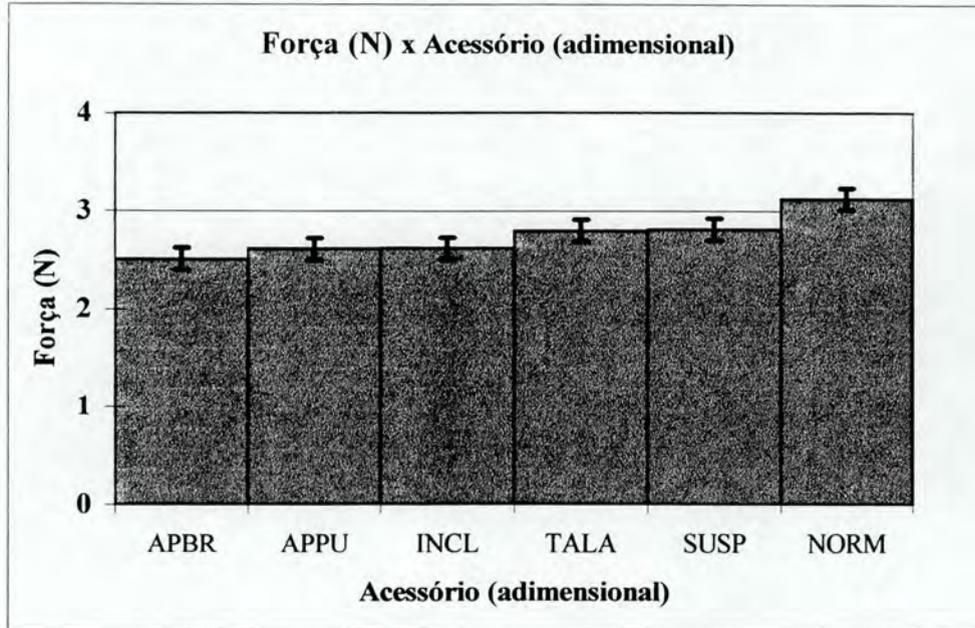


Figura 63. Gráfico de Força aplicada sobre a tecla e acessório utilizado. Média de 6 sujeitos.

Utilizando as Equações 10 e 11 e a tabela do Anexo IV para extrair  $k=3,26$  tem-se:

$$S_x = (2,98/6)^{-1/2} = 0,07 \quad L_D = 0,07 \times 3,26 = 0,23$$

onde:  $S_x$  = desvio padrão

$L_D$  = limite de diferença

A Tabela 8 mostra que a Análise das Diferenças das Médias apresenta diferença estatisticamente significativa entre a força aplicada sobre a tecla para digitação com distintos acessórios. Três grupos distintos podem ser observados.

Tabela 8. Análise das Diferenças das Médias.

2,51	2,61	2,62	2,80	2,81	3,12
APBR	APPU	INCL	TALA	SUSP	NORM

## 6.4 Discussão

A célula de carga foi projetada para estudar a relação entre a força aplicada na tecla pelo dedo durante a digitação e o sinal eletromiográfico dos principais músculos utilizados. Os resultados mostram que ela tem sensibilidade, velocidade, repetitividade, desacoplamento e precisão suficientes para este fim.

Como aprimoramento deste projeto sugere-se o desenvolvimento de uma nova célula de carga com usinagem mais refinada e com dimensionamento mais reduzido, possibilitando que ela fosse fixada no teclado sem alterar as teclas vizinhas.

Com relação à atividade mioelétrica e à força aplicada sobre a tecla, pode-se afirmar que o método mostrou-se eficiente para o estudo do comportamento muscular durante a digitação e que pode ser utilizado como ferramenta para pesquisas na área da Cinesiologia.

O fenômeno mostrado na figura 62 foi registrado em um número significativo de ensaios e, talvez, possa ser atribuído a frequência natural do sistema tecla+mola+espuma. Sem dúvida, é o registro da força aplicada sobre tecla, já que a frequência natural da célula de carga é significativamente superior a frequência de digitação. Estudos maiores são necessários para descrever o comportamento do sistema tecla-mola-espuma.

Quando qualquer um dos acessórios para digitação foram utilizados a força aplicada sobre a tecla pelo dedo médio foi menor, com diferença estatisticamente significativa, do que quando se digitou normalmente.

## CAPÍTULO 7

### CONCLUSÕES E SUGESTÕES DE CONTINUIDADE

#### 7.1 Conclusões

O objetivo principal deste trabalho foi atingido, ou seja, o sistema proposto (Eletromiografia + Força + Cinemetria) foi desenvolvido, e baseado nas respostas obtidas, semelhantes a estudos preliminares, pode-se afirmar que ele é uma boa ferramenta para a busca de soluções dos problemas relacionados com a LER, advindos da tarefa da digitação.

As três técnicas, Eletromiografia, Dinamometria e Cinemetria mostraram-se suficientes, independentemente, para que um bom estudo fosse realizado.

A Eletromiografia mostrou-se útil para estudar o nível de atividade muscular, fornecendo informações sobre o nível de contração muscular em situações diferentes, tanto de postura como na comparação entre o uso de acessórios durante a digitação. A Dinamometria com os registros de força aplicada sobre a tecla fornece informações que permitem o desenvolvimento de novos sistemas que são responsáveis pelo acionamento da tecla e o retorno tátil deste acionamento. A Cinemetria neste estudo mostrou-se como uma excelente ferramenta para o estudo da postura de trabalho.

Para os estudos desenvolvidos neste trabalho a combinação de técnicas que traz o maior potencial de informações é Eletromiografia + Cinemetria, que fornece o registro da postura de trabalho sincronizado com a atividade elétrica do músculo no tempo.

O estudo da força aplicada sobre o teclado foi o que envolveu o uso de equipamentos menos dispendiosos: um computador, uma placa conversora A/D, o *software* SAD (Sistema de Aquisição de Dados) e a célula de carga. O SAD foi desenvolvido no LMM (Laboratório de Medições Mecânicas - UFRGS). A célula de carga por ter sido desenvolvida pelo autor no LMM teve um baixo custo, pois a técnica de confecção deste tipo de medidor já eram dominadas.

Para o estudo em Eletromiografia foi utilizado um computador, uma placa conversora A/D, um Eletromiógrafo e o SAD. O Eletromiógrafo também foi desenvolvido no LMM. Porém se um equipamento convencional de EMG fosse adquirido no mercado seu custo seria de aproximadamente US\$ 6.000,00.

O estudo na área da Cinemetria envolveu o uso do Peak Performance, pertencente ao LAPEX - ESEF. O sistema completo custa em torno de US\$ 70.000,00. Porém a cinemetria também pode ser utilizada para verificar postura, sem modelamento matemático, com uma câmara VHS, com um nível de informação significativamente menor, mas ainda útil.

## 7.2 Sugestões de Continuidade

Para que o sistema desenvolvido e testado seja aperfeiçoado seria interessante:

- a) realizar uma análise dinâmica mais detalhada da célula de carga
- b) construir mais células com a finalidade de monitorar todos os dedos simultaneamente.
- c) usar o sistema para avaliação de trabalhadores em conjunto com profissionais da área da saúde.
- d) tentar desenvolver modelo físico-matemático correlacionando Cinemetria, EMG e Força.

Para fazer uma análise mais detalhada do comportamento da célula de carga sugere-se uma análise dinâmica em mesa vibratória, o que permitiria o estudo do seu comportamento quando em movimento. Também seria possível determinar a frequência natural com maior precisão.

A confecção de um número maior de células de carga permitiriam o estudo da força aplicada de vários dedos em tempo real. Oito células de carga colocadas em um teclado permitiriam a análise de força referente aos quatro principais dedos de cada mão. Isto sincronizado com a Eletromiografia forneceria dados para um amplo estudo do comportamento muscular durante a digitação.

Algumas das ferramentas estudadas aqui podem ser utilizadas em conjunto com profissionais da área da saúde, em clínicas fisiatricas, em consultórios médicos, odontológicos, etc., com a finalidade de avaliar e diagnosticar eventuais problemas, assim como quantificar os

resultados de tratamentos aos quais pacientes foram submetidos. Também podem ser utilizadas por ergonomistas para avaliar alterações em postos de trabalho, por pesquisadores, ...

Existem alguns modelos matemáticos que relacionam EMG e Força aplicada pelas mãos ou pelos dedos. Alguns calculam as forças internas a partir da determinação da força externa aplicada, do segmento corporal e dos músculos envolvidos. Com os dados gerados pelas três técnicas simultaneamente é possível desenvolver um novo modelo físico-matemático.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AMARAL, G., 1991. **“Évaluation des contraintes musculo-tendineuses du poignet dans different dans secteurs industriels”**, Université Catholique de Louvain, Departament de medicine et hygiene du travail et de l’enviroment.

AMSTRONG, T., FOULKE, J.F., MARTIN, B.J, GERSON, J., REMPEL, D.M., 1994. **“Investigation of applied forces in alphanumeric keyboard work”**. Am. Ind. Hyg. Assoc. J.(55), january 1994.

ASMUSSEN, E., 1976. **“International series on biomechanics”**, Biomechanics V-A University Park Press, pp.23-30.

BAUMANN, W., 1994. **“6° Congresso Brasileiro de Biomecânica”**.

BENDAT, J.,S., 1971. **“Random data: Analysis and Measurement Procedures”** John Wiley & Sons, Inc., EUA.

BEYER, W., H., 1968. **“Handbook of tables for probability and statistics”**, 2.ed., EUA, The Chemical Rubber Co.

BÖHLEMANN, J., KLUTH, K., KOTZBAUER, K, STRASSER, H., 1992. **“Ergonomic assesement of handle design by means of eletromiography and subjective rating”**. Applied ergonomics, v.25, n.6, pp. 346-354.

BRABHAMS, D., 1992. **“Keyboard operators repetitive strain injury”**. The Lancet, vol. 339.

CUSHMAN, W.H., ROSENBERG, D.J. 1994. **“Human factors in product design”**, Advances in human factors/ergonomics, vol. 14, pp. 179-204.

DUQUE J., MASSET D., MALCHAIRE, J., 1995. **“Evaluation of handgrip force from EMG measurements”**, Applied Ergonomics, v.26, n.1, p.61-66.

GLOUSMAN, R., JOBE, F., TIBONE, J., MOYNES, D., ANIONELLI, D., PERRY, J., 1988. "Dynamic eletromiographic analysis of the throwing shouder with glenohumeral instability". **The Journal of Bone and Joint Surgery**.

GREEN, R., BRIGS, C.A., 1989. "Effect of overuse injury and the importance of training on the use of adjustable workstations by keyboard operators", **Jounal of Occupational Medicine**, vol .31, n.6.

GREEN, R., BRIGS, C.A., 1989. "Antropometric dimensions and overuse injury among autralian keyboard operators", *Journal of occupational medicine*, v.31, no 9, september 1989.

HAMILL, J., KNUTZEN, K.M., 1995. "Biomechanica bais of human movement", Williams & Wilkins USA

HEDGE, A., MCCROBIE, D., MORIMOTO, S., RODRIGUEZ, S., LAND, B., 1996. "Toward pain-free computing", **Ergonomics in design**, pp. 4-10.

HOY, M.G., ZAJAK, F.E., GORDON, M.E., 1990. "A musculoskeletal model of human lower extremity: the effect of muscle, tendon, and moment arm on the moment-angle relationship of musculotendon actuators at the hip, knee, and ankle", **J. Biomechanics** vol. 23, pp. 157-169.

JANKELSON, R.R., 1990. "Neromuscular Dental Diagnosis and Treatment", I inc.shiyaku EuroAmerica Inc., pp 175.

KANG, W., SHIU, J., CHENG, C., LAIM, J., TSAO, H., KUO, T., 1995. "The aplication of cepstral and maximum likelihood method in EMG pattern recognition", **IEEE transactions on biomedical engineering**, vol. 42, n. 8.

KARLSON, P., 1961. "A magia dos números", ed Globo, pp. 345-357.

KEYSERLING, W.M., 1986. "A computer-Aided System to evaluate postural stress in the workplace", **Am. Ind. Hyg. Assoc. J.**47(10), 641-649.

KOMI, P.V., 1970. "Reproducibility of eletromiographic measurements whith inserted wire electrods and surface electrods", **Eletromiography**, n.4.

KRANZ, H., CASSELI, J.F., INBAR,G.F., 1985. "Relation between electromyogram and force in fatigue", **American Physiological Society**.

KROEMER, K.H.E., 1992. "Perfomance on a prototype keyboard with ternary chorded keys", **Aplied Ergonomics**, vol. 23, n. 2, pp. 83-90.

LEIJNSE, J.N.A.L., 1996. "A graphic analysis of the biomechanics of the massless bi-articular chain. Application to the proximal bi-articular of the human finger". **Journal Biomechanics**, vol. 29, n. 3, pp. 355-366.

LOSS, J., 1996. "Correlação entre a força de mordida e o sinal eletromiografico dos músculos mastigatórios".

MARRAS, W.S., SOMERICH, C.M., "A three-dimensional motion model of loads on the lumbar spine: I. model structure", **Human Factors**, n. 33, pp. 123-137.

MIRKA, G., 1991. "The quantification of EMG normalization error", **Ergonomics**, vol. 34, pp. 343-352.

MONTGOMERY, D.C., 1983. "**Disign and Analysis of Experiments**", John Wiles & Sons, New York, pp. 43-71, 146-156.

NIGG, B., M., HERZOG, W., 1994. "**Biomechanics of the musculo-skeletal system**", John Wikley & Sons Ltd. England.

NORDIN, M., FRANKEL, V., 1980. "**Basic biomechanics of the musculoskeletal system**", Laurie Yelle, 2nd ed., pp 275-303.



NUNES, F.P., LIMA, M., 1994. "Análise dos efeitos do design da cadeira gravidade zero no nível de conforto do digitador em terminal informatizado", **Anais 2º encontro carioca de ergonomia**.

NUSAT - B.H, 1995. "**Revista CIPA**", n. 193, ano XVII.

PETERSEN, W.A., BROOKHART, J.M., STONE, S.A., 1965. "**A strain-gage platform for force measurements**", J. Appl. Physiol. N. 20(5), pp. 1095-1097.

POPOV, E.P., 1984, "**Resistência dos Materiais**", 2nd. ed., Prentice/Hall do Brasil.

RADWING, R.G., LIN, M.L. 1980, "An analytical method for characterizing repetitive motion and postural stress using spectral analysis", **Ergonomics**, vol. 36, pp. 379-389.

REMPEL, D., DENNERLEIN, J., MOTE, C.D., AMSTRONG, T., 1994. "A method of measuring fingertip loading during keyboard use", **J. Biomechanics**, vol. 27, n. 8. pp. 1101-1104.

REMPEL, D., KLINEMBERG, E., SERINA, E., MARTIN, B., AMSTRONG, T., FOULKE, J., NATARAJAN, S., 1994. "Finger force during computer keyboard work. Part I: Relation of keyboard reaction force to finger flexor muscles surface EMG", **Occupational Health & safety**, vol. 2.

REMPEL, D., KLINEMBERG, E., SERINA, E., MARTIN, B., AMSTRONG, T., FOULKE, J., NATARAJAN, S., 1994. "Finger force during computer keyboard work. Part II: Relation of keyswitch make force to applied force and surface EMG", **Occupational Health & safety**, vol. 2.

RIBEIRO, J.L.D., 1995. "**Projeto de Experimentos na Otimização de Produtos e Processos**", Caderno de Engenharia, PPGEP-UFRGS, Porto Alegre, Brasil.

ROSS, P.J., 1991. "**Aplicação das Técnicas Taguchi na Engenharia da Qualidade**", McGraw Hill, 2nd ed., pp.26-72.

SMUTZ, P., SERINA, E., REMPEL, D., 1994. "A sistem for evaluating the effect of keyboards design on force, posture, confort, and productivity", **Ergonomics**, vol. 37, n. 10, pp. 1649-1660.

YOKOCHI, C., ROHEN, J., 1993. "**Atlas fotografico de anatomia sistemica e regional**", Ed. Manole, Ltda, 3a ed.

ZIP, P., HAIDER, E., HALPERN, N., ROHMERT, W., 1983. "Keyboard design through physiological strain measurements", **Applied Ergonomics**, vol. 14.2, pp. 117-122.

## ANEXO 1

## MÚSCULOS DO ANTEBRAÇO

## Músculos flexores do antebraço, grupo superficial.

Nome	Origem	Inserção
<b>1. pronador redondo</b>		
porção úmeral (potente)	epicôndilo medial do úmero, fascia do antebraço	por tendão curto nas faces lateral e posterior do rádio (1/3 médio)
porção ulnar (fraca)	processo coronóide da ulna	
Ação: Pronação, flexão do antebraço.		
<b>2. flexor radial do carpo</b>	epicôndilo medial do úmero a fascia do antebraço	face palmar da base do II metacarpiano
Ação: Flexão (moderada) e abdução da mão; com a art. Do cotovelo estendida, pronação.		
<b>3. palmar longo</b>	epicôndilo medial do úmero e fascia do antebraço	aponeurose palmar
Ação: Tensiona a aponeurose palmar, auxilia na flexão da articulação do cotovelo e da mão.		
<b>4. flexor superficial dos dedos</b>		
porção úmero-ulnar	epicôndilo medial do úmero, proc. coronóide de ulna	por quatro longos tendões nas falanges médias do 2° ao 5° dedos
porção radial	face anterior e borda anterior do rádio (por tendão plano)	
Ação: Flexão da falange medial dos 4 dedos mediais; aux. na flexão do antebraço e na adução da mão		
<b>5. flexor ulnar do carpo</b>		
porção úmeral	epicôndilo medial do úmero	no psiforme e por meio dos ligg. Psiformes na base do V metacarpiano e no osso hamato
porção ulnar	olécrano; (parte média da fascia antebraquial) 2/3 proximais da borda posterior da ulna	
Ação: Flexão e adução da mão; flexão de antebraço		

## Músculos do antebraço. Grupo dos extensores profundos radiais (oblíquos).

<b>1. abdutor longo do polegar</b>	face posterior da ulna, membrana interóssea, face posterior do rádio	base do metacarpiano do polegar, osso trapézio
<b>2. extensor curto do polegar</b>	face posterior do rádio e membrana interóssea	base da falange proximal do polegar
Ação: Abdução do polegar; extensão da falange proximal do polegar; abdução da mão.		

### Músculos do antebraço. Grupo dos radiais

Nome	Origem	Inserção
<b>1. braqueoradial</b>	borda lateral do úmero e septo intermuscular lateral do braço	por tendão plano na porção proximal do proc. estilóide do rádio
Ação: Flexiona o antebraço; pronação (com o antebraço supinado); supinação moderada (a partir de uma pronação externa).		
<b>2. extensor radial longo do carpo</b>	porção distal da borda lateral do úmero, epicôndilo lateral e septo intermuscular lateral do braço	face dorsal da base do II metacarpiano
<b>3. extensor radial curto do carpo</b>	epicôndilo lateral do úmero, lig. Anular do rádio	face dorsal da base do III metacarpiano
Ação: Extensão e abdução da mão.		

### Músculos do antebraço, camada superficial dos extensores.

<b>1. extensor dos dedos</b>	epicôndilo lateral do úmero e fâscia do antebraço	por 4 tendões na falanges média e distal dos dedos
<b>2. extensor de dedo mínimo</b>		une-se ao tendão extensor do dedo mínimo
Ação: Extensão dos dedos (principalmente das falanges proximais); indiretamente, extensão da mão; abdução da mão.		
<b>3. extensor ulnar do carpo</b>	epicôndilo lateral do úmero e fâscia do antebraço	face dorsal da base do dedo mínimo
Ação: Extensão (moderada) e potente adução da mão.		

### Músculos flexores do antebraço, grupo profundo.

<b>1. flexor profundo dos dedos</b>	faces anterior e medial da ulna e membrana interóssea	falanges distais do 2° ao 5° dedos
Ação: Flexão do 2° ao 5° dedos (principalmente das falanges distais, mas também das demais falanges); flexão da mão.		
<b>2. flexor longo do polegar</b>		
porção radial (porç. Principal)	face anterior do rádio; membrana interóssea	falanges distal do polegar
porção umeral	proc. coronóide da ulna e epicôndilo medial do úmero	
Ação: Flexiona o polegar (falange distal); auxilia na flexão da falange proximal e na adução do I metacarpiano.		
<b>3. pronador quadrado</b>	face anterior da ulna, ¼ distal	face anterior do rádio
Ação: Pronação.		

### Músculos do antebraço. Grupo dos extensores profundos ulnares (retos).

Nome	Origem	Inserção
<b>1. extensor longo do polegar</b>	faces posterior da ulna, membrana interóssea	falanges distais do polegar
<b>2. extensor do indicador</b>	como o anterior	aponeurose dorsal do indicador
Ação: Ext. do polegar ou do indicador; o primeiro aux. na extensão da mão e na abdução do polegar.		

### Músculos do Antebraço. Músculo Supinador

<b>supinador</b> é atravessado pelo ramo profundo do n. radial e fica dividido em camadas profunda e superficial	epicôndilo lateral do úmero, ligg. Colateral e anular do rádio, crista do m.supinador (ulna)	face lateral e borda posterior do rádio, proximal e distal à tuberosidade radial
Ação: Supinação da mão e do antebraço.		

### MUSCULOS DA MÃO

<b>1. palmar curto</b> músculo cutâneo; vários feixes separados	borda medial da aponeurose palmar (raramente no osso trapézio)	pele da palma mão em sua borda medial
Ação: Traciona e enrugam a pele da palma da mão.		

### Músculos da eminência tenar

<b>1. abductor curto do polegar</b>	retináculo dos flexores, tuberosidade do osso escafoide; crista do osso trapézio	na falange proximal do polegar (borda lateral); no sesmóide lateral
Ação: abduz o polegar, auxilia o oponente.		
<b>2. oponente do polegar</b>	retináculo dos flexores; crista do osso trapézio	em toda a extensão da borda lateral do osso metacarpeano do polegar
Ação: É oponente do polegar; auxilia na abdução, flexão e rotação do metacarpiano I.		
<b>3. flexor curto do polegar</b>		
porção superficial	retináculos dos flexores	borda lateral da falange proximal do polegar; osso sesamóide lateral
porção profunda	crista do osso trapézio	
Ação: abduz o polegar, auxilia o oponente.		
<b>4. adutor do polegar</b>		
porção oblíqua	osso capitato; bases dos ossos metacarpianos II e III	lado medial da falange proximal do polegar; osso sesamóide
porção transversal	face palmar do osso metacarpiano III	
Ação: Adução do polegar; auxilia na oposição.		

### Músculos da eminência hipotenar

Nome	Origem	Inserção
<b>1. adutor do dedo mínimo</b>	osso pisiforme e tendão do m. flexor ulnar do carpo	lado medial da falange proximal do dedo mínimo
<b>2. flexor curto do dedo mínimo</b>	retináculo flexor, hâmulos do osso hamato	lado medial da falange proximal do dedo mínimo
<b>3. oponente do dedo mínimo</b>	retináculo flexor, hâmulos do osso hamato	margem medial do V osso metacarpeano

Ação: correspondente ao próprio nome : abduz e flete o dedo mínimo; o m. oponente também roda o 5º metacarpiano e o tarz para o plano da palma da mão até encontrar o polegar e assim fechar a mão.

### Outros músculos da mão

<b>1. músculos lumbricais</b>	tendões do m. flexor profundo dos dedos	aponeuroses dorsais das falanges proximais dos dedos II a V
-------------------------------	---	---

Ação: fletem as articulações metacarpofalangeanas e estendem as falanges médias e distais.

<b>2. interósseos dorsais e palmares</b>		
Ação: os interósseos dorsais abduzem e os palmares aduzem os dedos.		

### MÚSCULO DO DORSO (apenas o monitorado neste trabalho)

<b>1. trapézio</b> músculo laminar triangular; possui porção tendinosa ao nível das vértebras cervicais caudais e torácicas craniais	terço medial da linha nucal superior; protuberância occipital externa; proc. espinhosos das vértebras torácicas e seus ligg. supraspinhais.	Terço lateral da clavícula, acrônio, espinha da escápula
---	---	--

Ação: as fibras craneais levantam a escápula, as caudais a abaixam; as fibras médias puxam a escápula dorsalmente, suspendem o ombro e ajudam a rodar a escápula. Sob tônus normal ajudam a manter os ombros simétricos. Quando o n. acessório é seccionado, o ombro "cai".

## ANEXO 2

### 1 Célula de Carga para Força de Pega em Pinça

A partir de uma célula de carga mecânica, marca BASELINE (0 a 140 N), mostrada na Figura A, desenvolveu-se uma célula de carga eletrônica com sensores eletroresistivos de tipo *strain gages*.

A célula de carga é composta por uma peça em alumínio em forma de “U” onde a carga é aplicada em suas extremidades através da compressão provocada pelo polegar e indicador. A leitura é feita em relógio comparador que mede a variação da distancia entre as duas superfícies comprimidas.

Nesta célula foram fixados dois extensômetros resistivo (marca KYIOWA, modelo KFG-1-120-C1-23, para alumínio com 1 mm de grade), um no sentido transversal, que sofre tração, e outro sentido longitudinal, que sofre compressão. Os sensores foram conectados em meia ponte de Wheatstone.



Figura 64. Célula de carga para medir força de pega em pinça.

A aferição da célula de carga de carga foi feita com aplicação de força estática através de pesos mortos. Foram feitas três baterias de medidas e as médias são mostradas na Figura B. O desvio padrão máximo foi inferior a 0,6%.

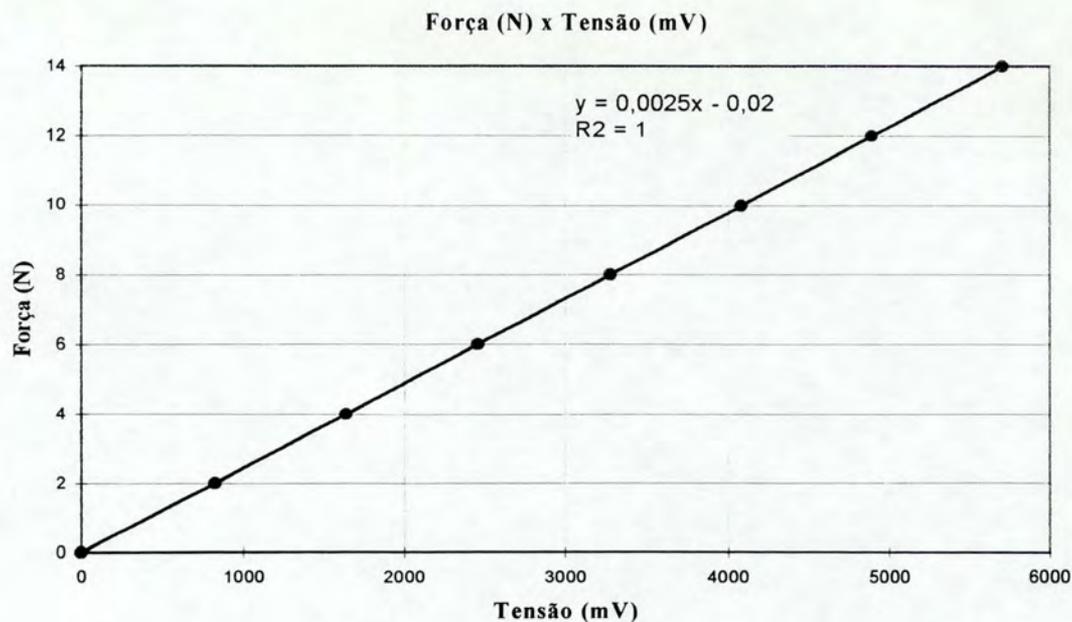


Figura 65. Aferição da célula de carga para medir força de pega em pinça. Foram aplicadas cargas de 0 N, 2 N, 4 N, 6 N, 8 N, 10 N, 12 N e 14 N.

A finalidade do desenvolvimento desta célula de carga é permitir a análise e relação simultânea da atividade mioelétrica dos principais músculos envolvidos no ato de compressão dos dedos em “pinça” com a força externa resultante. Também permiti a avaliação de variação da condição de saúde muscular, já que quanto maior for a lesão muscular, menor será a força máxima de compressão.

## 2 Célula de Carga para Medir Força de Preensão Palmar

Utilizou-se um dinamômetro digital para medir força de apreensão, marca TAQUEI KIKI KOGYO CO. LTD, modelo GRIP & BACK METER, com escala de 0-100 kgf, que usa extensômetros de resistência elétrica com saída e mostrador digital. A Figura C mostra um equipamento semelhante ao utilizado, porem este é da marca BASELINE, e não é digital.



Figura 66. Célula de carga para medir força de apreensão da mão, marca BASILINE.

A Figura 66 mostra o registro de força e o RMS do sinal EMG dos Flexores dos Dedos e do Extensor Radial.

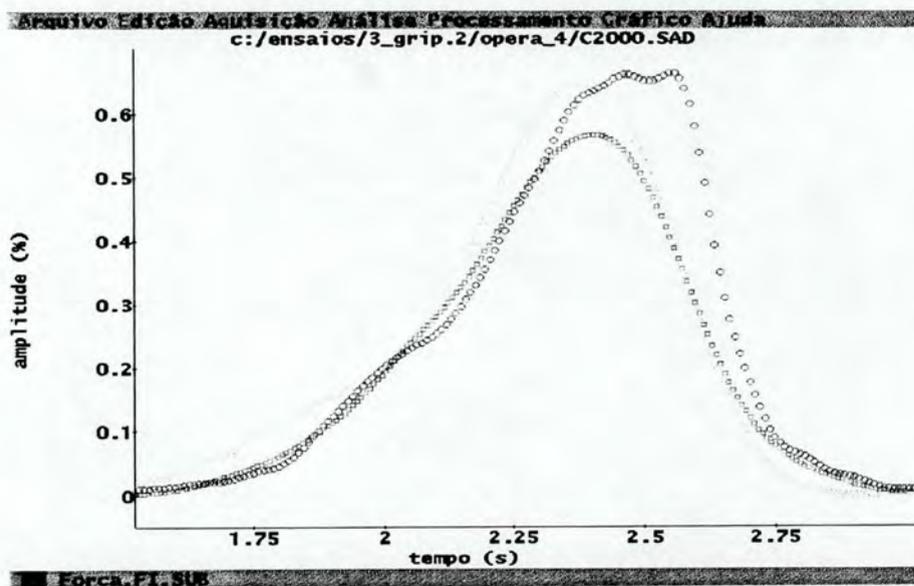


Figura 67. EMG tratado (RMS) do Músculo Extensor Radial ( ) e dos Flexores dos Dedos (□), com força (O) aplicada sobre a célula de carga.

A aferição da célula de carga de carga foi feita com aplicação de força estática através de pesos mortos. Foram feitas três baterias de medidas e as médias são mostradas na Figura 68. O desvio padrão máximo para cada carga aplicada foi inferior a 5%.

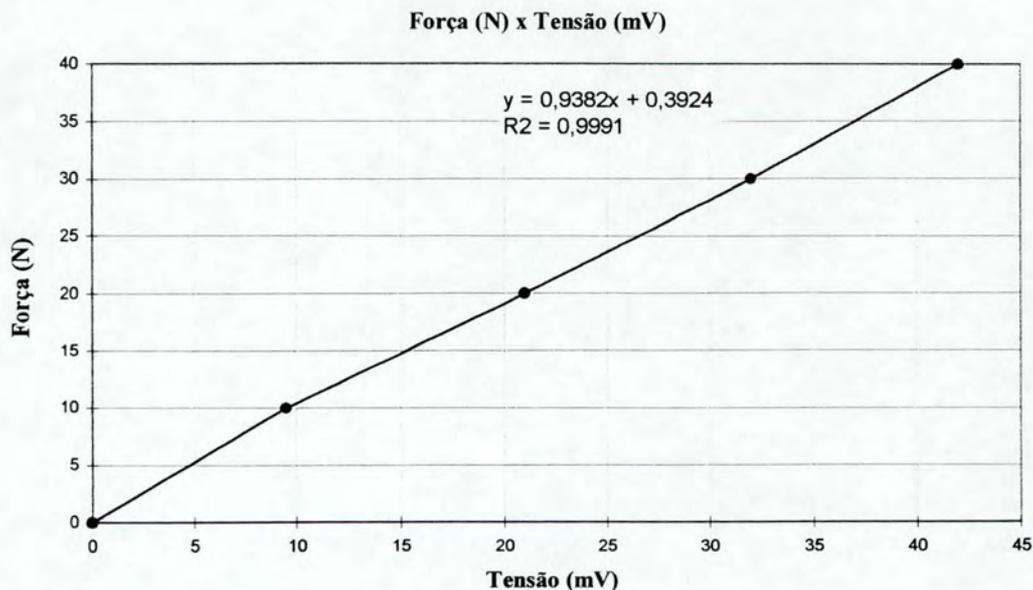


Figura 68. Aferição da célula de carga para medir força de pega em pinça. Foram aplicadas cargas de 0 N, 10 N, 20 N, 30 N e 40 N.

## ANEXO 3

**Tabela de Student**  
nível de significancia  $\alpha=0.10$

$\nu$ \ $p$	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	8.929	8.929	8.929	8.929	8.929	8.929	8.929	8.929	8.929
2	4.130	4.130	4.130	4.130	4.130	4.130	4.130	4.130	4.130
3	3.328	3.330	3.330	3.330	3.330	3.330	3.330	3.330	3.330
4	3.015	3.074	3.081	3.081	3.081	3.081	3.081	3.081	3.081
5	2.850	2.934	2.964	2.970	2.970	2.970	2.970	2.970	2.970
6	2.748	2.846	2.890	2.908	2.911	2.911	2.911	2.911	2.911
7	2.680	2.785	2.838	2.864	2.876	2.878	2.878	2.878	2.878
8	2.630	2.742	2.800	2.832	2.849	2.857	2.858	2.858	2.858
9	2.592	2.708	2.771	2.808	2.829	2.840	2.845	2.847	2.847
10	2.563	2.682	2.748	2.788	2.813	2.827	2.835	2.839	2.839
11	2.540	2.660	2.730	2.772	2.799	2.817	2.827	2.833	2.835
12	2.521	2.643	2.714	2.759	2.789	2.808	2.821	2.828	2.832
13	2.505	2.628	2.701	2.748	2.779	2.800	2.815	2.824	2.829
14	2.491	2.616	2.690	2.739	2.771	2.794	2.810	2.820	2.827
15	2.479	2.605	2.681	2.731	2.765	2.789	2.805	2.817	2.825
16	2.469	2.596	2.673	2.723	2.759	2.784	2.802	2.815	2.824
17	2.460	2.588	2.665	2.717	2.753	2.780	2.798	2.812	2.822
18	2.452	2.580	2.659	2.712	2.749	2.776	2.796	2.810	2.821
19	2.445	2.574	2.653	2.707	2.745	2.773	2.793	2.808	2.820
20	2.439	2.568	2.648	2.702	2.741	2.770	2.791	2.807	2.819
24	2.420	2.550	2.632	2.688	2.729	2.760	2.783	2.801	2.816
30	2.400	2.532	2.615	2.674	2.717	2.750	2.776	2.796	2.813
40	2.381	2.514	2.600	2.660	2.705	2.741	2.769	2.791	2.810
60	2.363	2.497	2.584	2.646	2.694	2.731	2.761	2.786	2.807
120	2.344	2.479	2.568	2.632	2.682	2.722	2.754	2.781	2.804
$\infty$	2.326	2.462	2.552	2.619	2.670	2.712	2.746	2.776	2.801

$\nu$ \ $p$	11	12	13	14	15	16	17	18	19
1	8.929	8.929	8.929	8.929	8.929	8.929	8.929	8.929	8.929
2	4.130	4.130	4.130	4.130	4.130	4.130	4.130	4.130	4.130
3	3.330	3.330	3.330	3.330	3.330	3.330	3.330	3.330	3.330
4	3.081	3.081	3.081	3.081	3.081	3.081	3.081	3.081	3.081
5	2.970	2.970	2.970	2.970	2.970	2.970	2.970	2.970	2.970
6	2.911	2.911	2.911	2.911	2.911	2.911	2.911	2.911	2.911
7	2.878	2.878	2.878	2.878	2.878	2.878	2.878	2.878	2.878
8	2.858	2.858	2.858	2.858	2.858	2.858	2.858	2.858	2.858
9	2.847	2.847	2.847	2.847	2.847	2.847	2.847	2.847	2.847
10	2.839	2.839	2.839	2.839	2.839	2.839	2.839	2.839	2.839
11	2.835	2.835	2.835	2.835	2.835	2.835	2.835	2.835	2.835
12	2.833	2.833	2.833	2.833	2.833	2.833	2.833	2.833	2.833
13	2.832	2.832	2.832	2.832	2.832	2.832	2.832	2.832	2.832
14	2.831	2.832	2.833	2.833	2.833	2.833	2.833	2.833	2.833
15	2.830	2.833	2.834	2.834	2.834	2.834	2.834	2.834	2.834
16	2.829	2.833	2.835	2.836	2.836	2.836	2.836	2.836	2.836
17	2.829	2.834	2.836	2.838	2.838	2.838	2.838	2.838	2.838
18	2.828	2.834	2.838	2.840	2.840	2.840	2.840	2.840	2.840
19	2.828	2.834	2.839	2.841	2.842	2.843	2.843	2.843	2.843
20	2.828	2.834	2.839	2.843	2.845	2.845	2.845	2.845	2.845
24	2.827	2.835	2.842	2.848	2.851	2.854	2.856	2.857	2.857
30	2.826	2.837	2.846	2.853	2.859	2.863	2.867	2.869	2.871
40	2.825	2.838	2.849	2.858	2.866	2.873	2.878	2.883	2.887
60	2.825	2.839	2.853	2.864	2.874	2.883	2.890	2.897	2.903
120	2.824	2.842	2.857	2.871	2.883	2.893	2.903	2.912	2.920
$\infty$	2.824	2.844	2.861	2.877	2.892	2.905	2.918	2.929	2.939

**Tabela de Student**  
nível de significância  $\alpha=0.05$

$\frac{p}{v}$	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	17.97	17.97	17.97	17.97	17.97	17.97	17.97	17.97	17.97
2	6.085	6.085	6.085	6.085	6.085	6.085	6.085	6.085	6.085
3	4.501	4.516	4.516	4.516	4.516	4.516	4.516	4.516	4.516
4	3.927	4.013	4.033	4.033	4.033	4.033	4.033	4.033	4.033
5	3.635	3.749	3.797	3.814	3.814	3.814	3.814	3.814	3.814
6	3.461	3.587	3.649	3.680	3.694	3.697	3.697	3.697	3.697
7	3.344	3.477	3.548	3.588	3.611	3.622	3.626	3.626	3.626
8	3.261	3.399	3.475	3.521	3.549	3.566	3.575	3.579	3.579
9	3.199	3.339	3.420	3.470	3.502	3.523	3.536	3.544	3.547
10	3.151	3.293	3.376	3.430	3.465	3.489	3.505	3.516	3.522
11	3.113	3.256	3.342	3.397	3.435	3.462	3.480	3.493	3.501
12	3.082	3.225	3.313	3.370	3.410	3.439	3.459	3.474	3.484
13	3.055	3.200	3.289	3.348	3.389	3.419	3.442	3.458	3.470
14	3.033	3.178	3.268	3.329	3.372	3.403	3.426	3.444	3.457
15	3.014	3.160	3.250	3.312	3.356	3.389	3.413	3.432	3.446
16	2.998	3.144	3.235	3.298	3.343	3.376	3.402	3.422	3.437
17	2.984	3.130	3.222	3.285	3.331	3.366	3.392	3.412	3.429
18	2.971	3.118	3.210	3.274	3.321	3.356	3.383	3.405	3.421
19	2.960	3.107	3.199	3.264	3.311	3.347	3.375	3.397	3.415
20	2.950	3.097	3.190	3.255	3.303	3.339	3.368	3.391	3.409
24	2.919	3.066	3.160	3.226	3.276	3.315	3.345	3.370	3.390
30	2.888	3.035	3.131	3.199	3.250	3.290	3.322	3.349	3.371
40	2.858	3.006	3.102	3.171	3.224	3.266	3.300	3.328	3.352
60	2.829	2.976	3.073	3.143	3.198	3.241	3.277	3.307	3.333
120	2.800	2.947	3.045	3.116	3.172	3.217	3.254	3.287	3.314
$\infty$	2.772	2.918	3.017	3.089	3.146	3.193	3.232	3.265	3.294

$\frac{p}{v}$	11	12	13	14	15	16	17	18	19
1	17.97	17.97	17.97	17.97	17.97	17.97	17.97	17.97	17.97
2	6.085	6.085	6.085	6.085	6.085	6.085	6.085	6.085	6.085
3	4.516	4.516	4.516	4.516	4.516	4.516	4.516	4.516	4.516
4	4.033	4.033	4.033	4.033	4.033	4.033	4.033	4.033	4.033
5	3.814	3.814	3.814	3.814	3.814	3.814	3.814	3.814	3.814
6	3.697	3.697	3.697	3.697	3.697	3.697	3.697	3.697	3.697
7	3.626	3.626	3.626	3.626	3.626	3.626	3.626	3.626	3.626
8	3.579	3.579	3.579	3.579	3.579	3.579	3.579	3.579	3.579
9	3.547	3.547	3.547	3.547	3.547	3.547	3.547	3.547	3.547
10	3.525	3.526	3.526	3.526	3.526	3.526	3.526	3.526	3.526
11	3.506	3.509	3.510	3.510	3.510	3.510	3.510	3.510	3.510
12	3.491	3.496	3.498	3.499	3.499	3.499	3.499	3.499	3.499
13	3.478	3.484	3.488	3.490	3.490	3.490	3.490	3.490	3.490
14	3.467	3.474	3.479	3.482	3.484	3.484	3.485	3.485	3.485
15	3.457	3.465	3.471	3.476	3.478	3.480	3.481	3.481	3.481
16	3.449	3.458	3.465	3.470	3.473	3.477	3.478	3.478	3.478
17	3.441	3.451	3.459	3.465	3.469	3.473	3.475	3.476	3.476
18	3.435	3.445	3.454	3.460	3.465	3.470	3.472	3.474	3.474
19	3.429	3.440	3.449	3.456	3.462	3.467	3.470	3.472	3.473
20	3.424	3.436	3.445	3.453	3.459	3.464	3.467	3.470	3.472
24	3.406	3.420	3.432	3.441	3.449	3.456	3.461	3.465	3.469
30	3.389	3.405	3.418	3.430	3.439	3.447	3.454	3.460	3.466
40	3.373	3.390	3.405	3.418	3.429	3.439	3.448	3.456	3.463
60	3.355	3.374	3.391	3.406	3.419	3.431	3.442	3.451	3.460
120	3.337	3.359	3.377	3.394	3.409	3.423	3.435	3.446	3.457
$\infty$	3.320	3.343	3.363	3.382	3.399	3.414	3.428	3.442	3.454

## ANEXO 4

### Características de uma boa Cadeira para digitador

- Estofada com espuma de, no mínimo, 5 cm de espessura e densidade de aproximadamente 55 kg/m<sup>3</sup>.
- Inclinação de 100° a 110° entre assento e encosto.
- Regulagem de altura e de inclinação do acento com fácil localização e manejo.
- Encosto acompanhando as curvas naturais da coluna com regulagem de altura, afastamento, de preferência com grau de liberdade para o ângulo do encosto.
- Assento levemente inclinado para trás e plano (caso não tenha regulagem de inclinação).
- Atrito nos rodízios e na coluna que suporta o assento, sem folga na coluna.
- Apoio de braços com regulagem de altura, que não prejudiquem a aproximação à mesa.
- Tecido absorvente.
- Bordas anterior do assento arredondada.

### Como regular o posto de digitação

- Regule a altura da cadeira  
90° entre perna e coxa.
- Regule a altura da mesa - teclado  
o cotovelo deve ficar na altura das teclas.
- Regule a altura e distância do monitor  
parte superior da tela deve ficar no máxima na altura dos olhos.  
o monitor deve ficar entre 50 e 80 cm dos olhos.
- Observação:  
posicione o plano da tela do monitor perpendicular a janelas.  
a tela ante-reflexiva é um paliativo, o ideal é não ter reflexo na tela.

### Como evitar a LER

- Pausas 10/50 min.
- Ângulo entre pernas e tronco de 110 graus.
- Evitar a mesma postura por muito tempo.
- Altere a regulagem da cadeira periodicamente durante o turno de trabalho.
- Procure minimizar o desvio do punhos, tanto ulnar como em extensão.
- Evite apoiar as mãos ao digitar, isto aumenta a pressão no Túnel do Carpo e geralmente aumenta o desvio do punho em extensão.
- Digite suavemente.
- Aprenda a técnica correta de digitação.
- Sinta prazer em trabalhar.