

IRACEMA SERRAT VERGOTTI FERRIGNO

**Eletromiografia do Membro Superior
no Uso do Computador:
estudo comparativo entre duas órteses de punho.**

CAMPINAS
2009

IRACEMA SERRAT VERGOTTI FERRIGNO

*Eletromiografia do Membro Superior no Uso do Computador:
estudo comparativo entre duas órteses de punho*

*Tese de Doutorado apresentada à Pós-Graduação da
Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual
de Campinas, para obtenção do Título de Doutor em
Cirurgia, área de Pesquisa Experimental.*

ORIENTADOR: PROF. DR. ALBERTO CLIQUET JÚNIOR

CO-ORIENTADOR: PROF. DR. LUIS ALBERTO MAGNA

CAMPINAS

2009

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS DA UNICAMP**

Bibliotecário: Sandra Lúcia Pereira – CRB-8ª / 6044

F416e Ferrigno, Iracema Serrat Vergotti
Eletromiografia do membro superior no uso do computador: estudo comparativo entre duas órteses de punho / Iracema Serrat Vergotti Ferrigno. Campinas, SP : [s.n.], 2009.

Orientadores : Alberto Cliquet Júnior, Luis Alberto Magna
Dissertação(Doutorado) Universidade Estadual de Campinas.
Faculdade de Ciências Médicas.

1. Terapia ocupacional. 2. Reabilitação. 3. Eletromiografia. 4. Dort. 5. Punhos. 6. Órtese. I. Cliquet Júnior, Alberto. II. Magna, Luis Alberto. III. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Ciências Médicas. IV. Título.

Título em inglês : Eletromiography of the upper limbs during computer work: comparison of two wrist orthoses

Keywords: • Occupational therapy
• Rehabilitation
• Eletromyography
• Cumulative trauma disorders
• Wrist
• Orthosis

Titulação: Doutor em Cirurgia
Área de concentração: Pesquisa Experimental

Banca examinadora:

Prof. Dr. Alberto Cliquet Júnior
Prof. Dr. Nilton Mazzer
Prof Dr Heitor José Rizzardo Ulson
Prof Dr Mauricio Etchebehere
Profa. Dra. Daniela Cristina Carvalho de Abreu

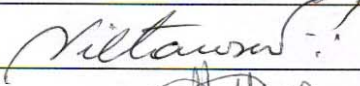
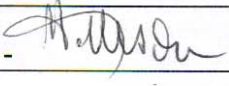
Data da defesa: 19-02-2009

Banca Examinadora da Tese de Doutorado

Iracema Serrat Vergotti Ferrigno

Orientador: Prof. Dr. Alberto Cliquet Junior

Membros:

-
1. Prof. Dr. Alberto Cliquet Junior - 
 2. Profa. Dra. Daniela Cristina Carvalho de Abreu - 
 3. Prof. Dr. Nilton Mazzer - 
 4. Prof. Dr. Heitor Jose Rizzardo Ulson - 
 5. Prof. Dr. Mauricio Etchebehere - 
-

Curso de pós-graduação em Cirurgia, da Faculdade de Ciências Médicas
da Universidade Estadual de Campinas.

Data: 19/02/2009

Dedico este trabalho ao

João Luiz Kobel

“... é essencial manter o profundo afeto humano...”

AGRADECIMENTOS:

Ao Professor Alberto Cliquet Júnior, agradeço por ter acreditado na proposta, ter me recebido em seu laboratório, pelas orientações e disponibilidade, sempre aberto a novas pesquisas com entusiasmo e extrema dedicação como docente.

Ao Professor Luis Alberto Magna, pela dedicação e compromisso nas orientações e competente análise estatística deste estudo.

Ao Professor Américo Zoppi Filho, pela confiança e interesse em meus estudos, agradeço as orientações e a amizade.

Ao Professor Luiz Sérgio Leonardi por ter me recebido em seu Departamento e possibilitado o meu ingresso no Doutorado. À Dra. Izabel Warwar pelo apoio e orientação nesse início dos meus estudos.

Aos estudantes da UFSCar e da Unicamp que, atenciosamente, se dispuseram aos testes e possibilitaram a realização desta pesquisa.

Ao Marcelo Abrahão, pelas orientações e extrema disponibilidade em me auxiliar na compreensão do sistema usado nos exames da eletromiografia.

Aos professores Paula Lobo, Fábio Serrão, Isabel Sacco, Raquel Cazarotto, André Fábio Khon e Eugênia e a todos que contribuíram para a minha iniciação no campo da eletromiografia, conhecimento inédito na minha formação.

Aos colegas fisioterapeutas, Carla e Ênio, pela receptividade e colaboração no Laboratório de Biomecânica e Reabilitação do Aparelho Locomotor da FCM – UNICAMP.

Aos colegas que autorizaram o uso da sala na UENAPES (Departamento de Terapia Ocupacional), dos equipamentos do Laboratório de Avaliação Biomecânica (Departamento de Educação Física) e da Unidade Saúde Escola, possibilitando a coleta de parte dos dados da pesquisa na UFSCar.

Aos docentes do Departamento de Terapia Ocupacional da UFSCar que me apoiaram e foram solidários na distribuição do trabalho durante o meu afastamento da Universidade.

Aos funcionários do DTO que sempre foram muito acolhedores e amigos.

À Paloma, aluna querida que não mediu esforços para me auxiliar na organização da coleta de dados.

Aos funcionários da FCM e do HC da UNICAMP, em especial à Paula da Pós-Graduação e à Eliana do Departamento de Ortopedia, pelo apoio e carinho dedicados aos estudantes, aos professores e aos pacientes que são gentilmente atendidos na Instituição.

Agradeço aos amigos e familiares que me ajudaram a conquistar o Doutorado e afetivamente tornaram o meu percurso mais suave e breve:

Aos meus pais, Nico e Lourdes, que sempre me protegem e iluminam a minha vida.

À Mayra e à Carol, pelo privilégio e orgulho de tê-las como filhas, motivação da minha independência. Obrigada pela compreensão nos momentos de angústia e estresse, pela sabedoria madura e paciente, pelas novas experiências e desafios.

Ao Reinaldo pelas calorosas discussões metodológicas e didáticas, pela paciente compreensão, pelo amor e dedicação nos momentos mais difíceis e pela generosa acolhida em Campinas.

Ao José Carlos que me transmitiu a tranquilidade necessária diante das incertezas de uma nova vida.

Ao meu amigo Emygdio agradeço por acompanhar a minha vida profissional e afetiva, pela fidelidade, carinho e dedicação presentes nestes anos de parceria.

Aos meus amigos e colegas terapeutas ocupacionais e terapeutas da mão que há muitos anos compartilham minhas dúvidas e conquistas no ensino e na prática clínica, agradeço muito as trocas de conhecimento, o estímulo e a vitalidade com que sempre participaram dessas experiências.

RESUMO

Com o advento da tecnologia de informação tem-se observado o aparecimento de problemas de saúde relacionados ao uso excessivo do computador, especialmente no que se refere às disfunções músculo-esqueléticas da região cervical e do membro superior. O objetivo deste estudo foi examinar o efeito das órteses de punho na atividade eletromiográfica dos músculos extensor ulnar do carpo, flexor superficial dos dedos e fibras superiores do trapézio durante o uso do computador. Vinte três estudantes universitários saudáveis, entre 18 e 26 anos realizaram tarefas padronizadas, randomizadas, de digitação em teclado e com o uso do mouse, quer sem órteses ou com dois tipos de órteses para o punho. Utilizou-se eletromiografia de superfície e considerou-se 100% da contração voluntária máxima como referência para representar a amplitude da atividade eletromiográfica. Observou-se um aumento na atividade mioelétrica do trapézio ($P < 0,05$) com o uso de órteses. Nenhuma diferença significativa foi observada no flexor superficial dos dedos ou no extensor ulnar do carpo durante a digitação, com ou sem órteses. No entanto, quando os participantes usaram o mouse, o músculo extensor ulnar do carpo apresentou aumento da sua atividade mioelétrica com as duas órteses e o mesmo padrão foi observado para o músculo flexor superficial dos dedos com o uso da órtese feita sob medida. Concluiu-se que as órteses de punho, nos modelos testados, afetam certas atividades musculares do membro superior em adultos saudáveis durante o uso do computador.

ABSTRACT

With the advent of information technology, health problems related to the excessive use of the computer have appeared, mainly in what it refers to musculoskeletal overuse of the cervical region and upper limbs. The objective this study was to examine the effect of wrist orthoses on the electromyographycal activities of the extensor carpi ulnaris, flexor digitorum superficialis, and fibers of the upper trapezius muscles during computer work. Twenty-three healthy university students, ranging from 18 to 26 years of age, performed standardized tasks, randomized, such as typing and using the mouse while wearing one of two types of wrist orthoses or without orthosis. Surface electromyography was used considering 100% the maximum voluntary contraction to represent the amplitude of electromyographic activity. A significant increase in the electromyographic activity of the trapezius ($P<0.05$) was found when either of the orthoses was used. No significant difference was observed in the activities of the flexor digitorum superficialis or extensor carpi ulnaris whether or not orthoses were used in participants who typed. However, upon mouse use, the extensor carpi ulnaris activities was increased with both orthoses, and the same pattern was observed in the flexor digitorum superficialis when the volunteers used the custom-made orthosis. It was concluded that the studied models of wrist orthoses may affect the some muscle activities in the upper limbs of healthy adults when using a computer.

Key Words: wrist orthosis, splints, computer work, electromyography, hand therapy, occupational therapy, rehabilitation.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CVM	Contração voluntária máxima
DME	Distúrbios músculo-esqueléticos
DOM	Distúrbios ósteo-musculares
DORT	Distúrbios ósteo-musculares relacionados ao trabalho
EMG	Eletromiografia
EUC	Extensor ulnar do carpo
FSD	Flexor superficial dos dedos
IMC	Índice de massa corporal
INSS	Instituto Nacional do Seguro Social
ISEK	International Society of Electrophysiology and Kinesiology
LER	Lesões por esforços repetitivos
RAW	Sinais de EMG bruto
RMS	Root Mean Square
SDM	Síndrome de disfunção do movimento
SENIAM	Surface EMG for a Non-Invasive Assessment of Muscles
TPZ	Fibras superiores do trapézio
WHO	World Health Organization

LISTA DE TABELAS

Tabela 1.	Descrição dos participantes.....	57
Tabela 2.	Amplitude da atividade mioelétrica do trapézio.....	57
Tabela 3.	Amplitude da atividade mioelétrica do FSD e EUC durante a digitação.....	59
Tabela 4.	Amplitude da atividade mioelétrica do FSD e EUC no uso do mouse.....	59

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.	Mecanismo fisiopatológico dos distúrbios músculo-esqueléticos relacionados às tarefas repetitivas.....	23
Figura 2.	Fibras superiores do trapézio.....	24
Figura 3.	Flexor superficial dos dedos e extensor ulnar do carpo	25
Figura 4	Posturas incorretas durante o uso do computador.....	26
Figura 5.	Extensão do punho na manipulação de objetos.....	26
Figura 6.	Ação do flexor superficial dos dedos na digitação, na preensão e no uso do mouse.....	28
Figura 7.	Órtese para o punho.....	29
Figura 8.	Modelos de órteses comercializadas.....	30
Figura 9.	Posição preensora da mão.....	31
Figura 10.	Arcos da Mão.....	32
Figura 11.	Pregas de flexão da mão.....	32
Figura 12.	Mecanismo de equilíbrio de forças.....	33
Figura 12.	Diminuição da pressão conforme o comprimento da órtese	33
Figura 14.	Diagrama dos aspectos atenuantes na observação dos sinais de EMG.....	38
Figura 15.	Eletromiógrafo com eletrodos flexíveis com garras.....	46
Figura 16.	Órteses: A – termoplástico modelada pelo terapeuta e B – órtese pré-fabricada, comercializada.....	46
Figura 17.	Dinamômetro Jamar.....	47

Figura 18.	Localização do ponto de EMG no TPZ.....	50
Figura 19.	Localização do ponto de EMG no EUC.....	50
Figura 20.	Localização do ponto de EMG no FSD.....	50
Figura 21.	Eletromiograma da C V M.....	51
Figura 22.	Posição ergonômica para o uso do computador.....	52
Figura 23.	Jogo de colorir com o mouse.....	54
Figura 24.	Comparação das amplitudes dos eletromiogramas do trapézio nas diferentes condições do experimento.....	58
Figura 25.	Mecanismo de tenodese.....	70

LISTA DE GRÁFICOS

- Gráfico 1.** Comparação da atividade eletromiográfica do trapézio superior durante o uso do computador: sem (S) e com a órtese A e a órtese B..... 58
- Gráfico 2.** Comparação da atividade eletromiográfica do músculo flexor superficial dos dedos durante o uso do computador nas condições: S – sem órtese; A – com a órtese A; B – com a órtese B..... 60
- Gráfico 3.** Comparação entre atividade eletromiográfica do músculo extensor ulnar do carpo durante o uso do computador nas condições: S – sem órtese; A – com a órtese A; B – com a órtese B..... 60

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	16
1.1. O computador e as lesões por esforços repetitivos.....	18
1.2. Distúrbios ósteo-musculares no membro superior.....	22
1.3. Órteses como recurso complementar de tratamento.....	28
1.4. A eletromiografia como instrumento de investigação.....	34
2. OBJETIVOS.....	41
3. MÉTODOS.....	43
3.1. Sujeitos.....	44
3.2. Ambiente para coleta dos dados.....	45
3.3. Equipamentos e materiais.....	45
3.4. Procedimentos.....	48
3.5. Análise dos dados.....	54
4. RESULTADOS.....	56
5. DISCUSSÃO.....	61
6. CONCLUSÃO.....	74
7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	76
8. ANEXOS.....	88
9. APÊNDICES.....	91

INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

Na prática dos terapeutas ocupacionais é freqüente o atendimento de pessoas que apresentam queixas de desconfortos, dores e dificuldades funcionais na mão. Nas últimas décadas, os pacientes, cuja dor tem origem no sistema músculo-esquelético, formam o maior grupo de pessoas submetidas a tratamentos reabilitadores (Sahrmann, 2005). Esses desconfortos muitas vezes estão relacionados ao uso excessivo do membro superior em atividades repetitivas, de longa duração, com sobrecarga e posturas corporais inadequadas. Esses problemas parecem ser agravados quando aliados a fatores psicossociais como organização e condições do trabalho, relacionamentos interpessoais e fatores emocionais (Magalhães, 1998).

O uso indiscriminado do computador e de equipamentos com teclados e mouses pela população em geral tem sido importante fator de risco para o aparecimento desses distúrbios na mão e na região cervical. A difusão das novas tecnologias no cotidiano tem proporcionado um aumento significativo de usuários dessas ferramentas, tornando essa situação preocupante na área da saúde do trabalhador. Inúmeras pesquisas têm sido realizadas para o entendimento dos mecanismos que relacionam os sintomas e as doenças ao uso intensivo dos atuais equipamentos de informatização.

Os pacientes que procuram o tratamento são orientados, entre outros procedimentos, a fazerem uso de talas imobilizadoras em um primeiro momento, quando, então, se prioriza o repouso e a proteção da região acometida. Observa-se que, diante das doenças e sintomas localizados no cotovelo e na mão, as imobilizações mais freqüentemente indicadas pelos médicos têm sido para o punho, envolvendo a região antebráquio-palmar. Essas órteses podem ser feitas de gesso ou de tecido, ou ainda confeccionadas por terapeutas, modelada em material termomoldável.

Na Terapia da Mão, especialidade da Terapia Ocupacional e da Fisioterapia, há uma tendência evidente em se escolher a órtese em material termomoldável, em que se acredita ser mais estável e aparentemente mais eficaz para alcançar o repouso muscular.

Embora os resultados clínicos pareçam favoráveis, os poucos estudos críticos a respeito das diversas imobilizações para a mão apresentam questionamentos sobre a real eficiência dessa ferramenta para promover repouso da musculatura. Alguns estudos abordam a influência sobre a funcionalidade da mão. No entanto, o comportamento muscular tem sido pouco analisado (Bulthaupt et al., 1999; Callinan, 1999; Burtner et al., 2003; Deshaies, 2005).

No Brasil não há pesquisas a respeito da demanda, acesso ou contribuição desses recursos para a recuperação dos pacientes com distúrbios músculo-esqueléticos. Os estudos difundidos pelos periódicos científicos internacionais apresentam variações metodológicas que dificultam a comparação de dados e não se encontram estudos sobre o uso de órteses e seus efeitos na musculatura durante a manipulação do teclado e do mouse.

Acredita-se que a análise desse recurso terapêutico, em condições experimentais e objetivas, acrescente conhecimentos para uma indicação criteriosa no tratamento dos usuários da computação que precisam diminuir o estresse muscular do membro superior durante o seu desempenho.

1.1. O computador e as afecções por esforços repetitivos.

Os desconfortos e sintomas dos distúrbios músculo-esqueléticos relacionados às ocupações têm sido objeto de estudo há anos, em especial, aqueles que acometem os membros superiores ocasionados pelas atividades profissionais que exigem esforço e repetição de movimentos. Bernardino Ramazzini, médico italiano do século XVII, considerado o pai da Medicina do

Trabalho, afirmou que a inovação técnica no processo de trabalho é uma das causas dos distúrbios no aparelho locomotor (Ramazzini, 1700)¹.

Dembe (1995), ao estudar a história social dos problemas de saúde ligados ao trabalho, referiu episódios de queixa entre trabalhadores quando novas técnicas, ferramentas e equipamentos foram introduzidos no trabalho. Tais fatores mostraram-se desencadeadores desses distúrbios. Relatou que, na década de 1830, com a introdução das canetas de aço, houve um aumento da câimbra dos escrivães; os telegrafistas, a partir de 1870, também sentiram dificuldades motoras com a introdução de novas técnicas e, chegando aos dias atuais, observa-se um significativo acréscimo no registro das queixas entre trabalhadores que usam computadores e outras tecnologias introduzidas no ambiente de trabalho.

Armstrong et al. (1987) e Arndt (1987) afirmaram que, com a introdução da informática, o trabalhador passou a realizar movimentos repetitivos e solicitar mais os membros superiores, causando maior incidência dessas lesões.

Ortiz-Hernandez et al. (2003) pesquisaram a prevalência de distúrbios músculo-esqueléticos em trabalhadores do escritório de um jornal no México, concluindo que o uso do computador aumenta o desenvolvimento desses distúrbios. Observaram que vários fatores estão associados a essas alterações como o uso do mouse, períodos prolongados de trabalho, posturas inadequadas, desenvolvimento de tarefas com exigência de alta produção e fatores psicossociais.

No Brasil, as lesões por esforços repetitivos ou distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho (LER/DORT) são justificativas para investimentos e preocupação por parte do governo e da sociedade civil abordada no âmbito da saúde do trabalhador. Segundo O'Neill (1998), a LER/DORT chegou a ser a segunda maior causa de aposentadoria no Brasil atingindo 1% da

¹ Ramazzini B apud Helfenstein Jr M, Prevalência da síndrome da fibromialgia em pacientes diagnosticados como portadores de lesões por esforços repetitivos (LER) [Tese – Doutorado]. São Paulo (SP): Universidade Federal de São Paulo; 1997.

população laborativa de São Paulo, sendo os bancários, os jornalistas e os digitadores as categorias mais atingidas.

Estudo realizado por Settimi e Silvestre (1995), no Programa de Saúde do Trabalhador da Zona Norte de São Paulo, com 620 pacientes com diagnósticos de LER/DORT, mostrou que 35,5% eram bancários e 40,2% atuavam nas funções de digitador, caixa e escriturário.

Gadelha (2006) estudando os dados do Sistema Único de Benefícios do Instituto Nacional de Seguro Social do Brasil, durante o ano de 2002, observou que as tendinites e tenossinovites ficavam em segundo lugar na prevalência de benefícios por doenças osteomusculares entre os trabalhadores formais celetistas de sete ramos de atividades, baseados na classificação nacional de atividade econômica.

Fagarasanu (2003), em revisão da literatura sobre síndrome do túnel do carpo (STC) feita em 2003, apresentou a incidência de 37.804 casos com esse diagnóstico dos quais 21% (7897) estavam relacionados à população usuária de computador. Relatou que a cada ano são realizadas 260 mil cirurgias dessa síndrome, 47% delas em portadores de lesões relacionadas ao trabalho, segundo dados do National Center for Health Statistics de 2000.

Muitos são os estudos sobre as lesões por esforços repetitivos. Helfenstein (1997) contabilizou mais de 3000 artigos publicados mundialmente até 1997. É uma questão considerada polêmica até os dias atuais, que envolve não apenas aspectos éticos, judiciais e econômicos, como também apresenta problemas de terminologia.

O termo LER foi amplamente difundido no Brasil e está vinculado às doenças do trabalho, com todos os desvios e representações sociais que se desenvolveram ao longo das últimas décadas (Magalhães, 1998). Em 2003, o Instituto Nacional do Seguro Social (INSS), em instrução normativa para atualização clínica utiliza a denominação LER/DORT, mas outros termos

considerados sinônimos são utilizados nos diferentes setores envolvidos com o tema: Lesões pós Traumas Cumulativos, Síndrome Dolorosa nos Membros Superiores de Origem Ocupacional, Lesão Cérvico Braquial e Neuralgia Braquial (Magalhães, 1998).

Yeng (1995) enfatizou que a maioria dos casos encaminhados para reabilitação com diagnósticos de LER/DORT apresentavam a Síndrome Dolorosa Miofascial, afecção que acomete músculos, tendões, fáscias e ligamentos, caracterizada pela ocorrência de dor e aumento da tensão dos músculos afetados.

Sahrmann (2005) utilizou o termo “Síndrome de Disfunção dos Movimentos (SDM)” para abordar as afecções dolorosas de caráter localizado que resultam da irritação dos tecidos miofasciais, periarticulares ou articulares, de origem traumática por estresse, uso repetitivo ou sobrecarga que ultrapassa a tolerância do tecido.

Na última década, revisões da literatura científica sobre esse tema mostram a preocupação dos cientistas que discutem a relação do uso do computador como fator de risco para as doenças músculo-esqueléticas e desconfortos na região cervical e do membro superior (Punnett e Bergqvist, 1997; Tittiranonda et al., 1999 e Gerr et al., 2004).

A influência dos teclados, monitores e mouses na incidência dos DME na região cervical, braço, punho e mão é objeto de estudo de vários autores como Sauter et al (1991), Harvey e Peper (1997), Werner e Armstrong (1997), Amell e Kumar (1999), Rempel et al (1999), Marklin e Simoneau (2001) e Straker (2007).

Blatter e Bonges (2002), em pesquisa realizada com 5400 empregados de escritórios, mostraram que o uso de computador, incluindo o uso de mouse, durante seis horas ou mais, para os homens e quatro horas ou mais, para mulheres, estava associado com os sintomas de distúrbios ósteo-musculares do membro superior. Cook et al (2000), em estudo feito com 270 usuários de mouse de computador confirmaram a hipótese que o mouse poderia contribuir para essas

alterações. Jensen et al (2002), em estudo com 2579 empregados de empresas dinamarquesas, investigaram a associação entre sintomas musculoesqueléticos e uso do mouse e do computador. Encontraram a prevalência desses sintomas respectivamente, entre as mulheres e os homens, de 53% e 27%, na região do pescoço, 42% e 23% nos ombros e 30% e 19% nas mãos.

Para as pessoas que trabalham em frente às telas dos monitores de computadores (visual display terminal), há maior risco de adquirir problemas cervicais e do membro superior do que em outras regiões (Fagarasanu, 2003).

1.2. Distúrbios ósteo-musculares no membro superior.

Fulcher et al. (1998), Stralka et al. (1998) e Lowe (1999) relacionaram os fatores biomecânicos, ergonômicos e fisiológicos com a ocorrência de fadiga e micro traumas. Apresentaram esses elementos como determinantes para acelerar a instalação dos processos inflamatórios, processos degenerativos de tendões e ligamentos e mudanças nutricionais pela alteração do líquido sinovial.

Sahrmann (2005), afirmou que mudanças de comprimento, força, tensão e contraturas dos músculos associados aos padrões de repetibilidade de movimentos, bem como a permanência prolongada em determinadas posturas podem levar a alterações da precisão dos movimentos e fadiga. Essas mudanças têm a capacidade de provocar micro traumas que, se mantidos, podem provocar inflamações e o aparecimento de dor. A figura 1 representa a sugestão esquemática do mecanismo fisiopatológico dos distúrbios músculo-esqueléticos relacionados às tarefas repetitivas.

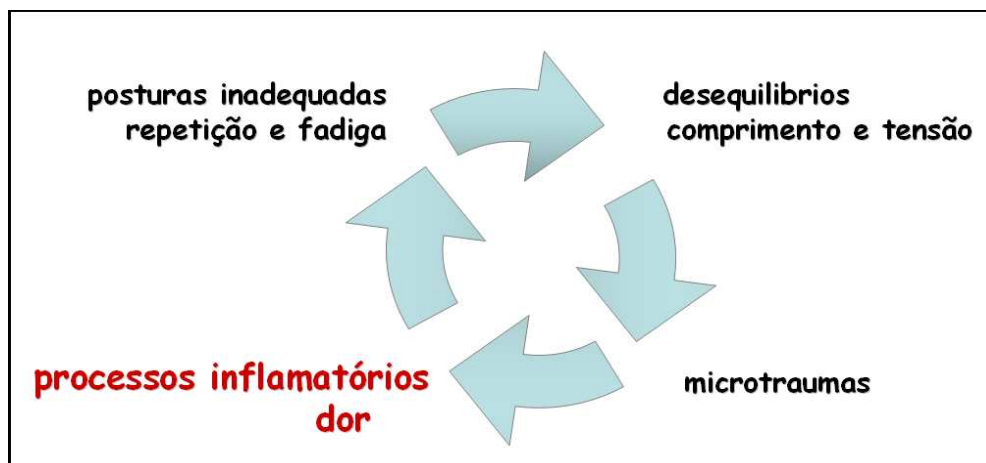


Figura 1. Mecanismo fisiopatológico dos distúrbios músculo-esqueléticos relacionados às tarefas repetitivas.

Segundo Keller et al. (1998), desvios posturais associados ao esforço repetitivo em usuários de computador são potencialmente desencadeadores de lesões nas cadeias cinemáticas do membro superior. Esses fatores interagindo, levam a hipertrofia ou fraqueza muscular, encurtamentos ou desequilíbrios ligamentares. A musculatura hipertrofiada reforça posicionamentos inadequados pelo desequilíbrio dos antagonistas. Algumas relações desses desequilíbrios com os adoecimentos são citadas pela autora, como por exemplo, a hipertonia dos extensores do carpo e a hipertonia das fibras superiores do trapézio. O aumento da contração dos extensores do carpo associado ao desvio ulnar, hiperextensão ou hiperflexão do punho, favorece o aparecimento da síndrome de Guyon, síndrome do túnel do carpo, tenossinovite dos flexores ou extensores do carpo, contratura do ligamento transcarpal e cistos no punho. A hipertonia do músculo subescapular e das fibras superiores do trapézio associado à adução e rotação interna do ombro e anteriorização da cabeça umeral podem ocasionar síndrome do túnel cubital, epicondilite lateral ou medial, contratura do bíceps, síndrome do desfiladeiro torácico e tendinite do cabo longo do bíceps (Keller et al., 1998).

Segundo Mattar e Azze (1995) as entidades nosológicas mais encontradas nos mecanismos por esforços repetitivos em que os pacientes apresentam sintomas relacionados ao punho e a mão, são: tenossinovite estenosante de De Quervain; dedo em gatilho e polegar em gatilho; as síndromes do túnel do carpo, de compressão do nervo mediano no cotovelo, do túnel cubital, do canal de Guyon e a síndrome do nervo interósseo posterior.

Na população usuária de computador, as afecções podem estar relacionadas ao comprometimento das fibras superiores do músculo trapézio (TPZ - Figura 2); do músculo extensor ulnar do carpo (EUC - Figura 3-A) e do músculo flexor superficial dos dedos (FSD – Figura 3-B).

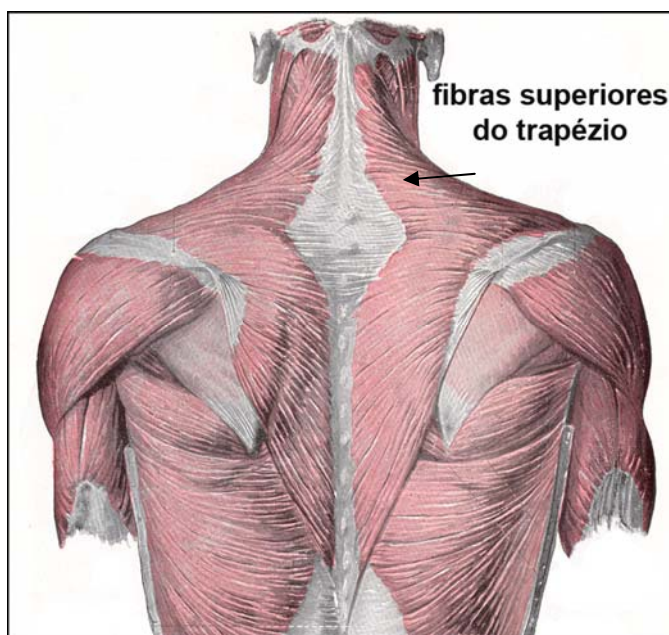


Figura 2. Fibras superiores do trapézio (Spalteholz, 1965).

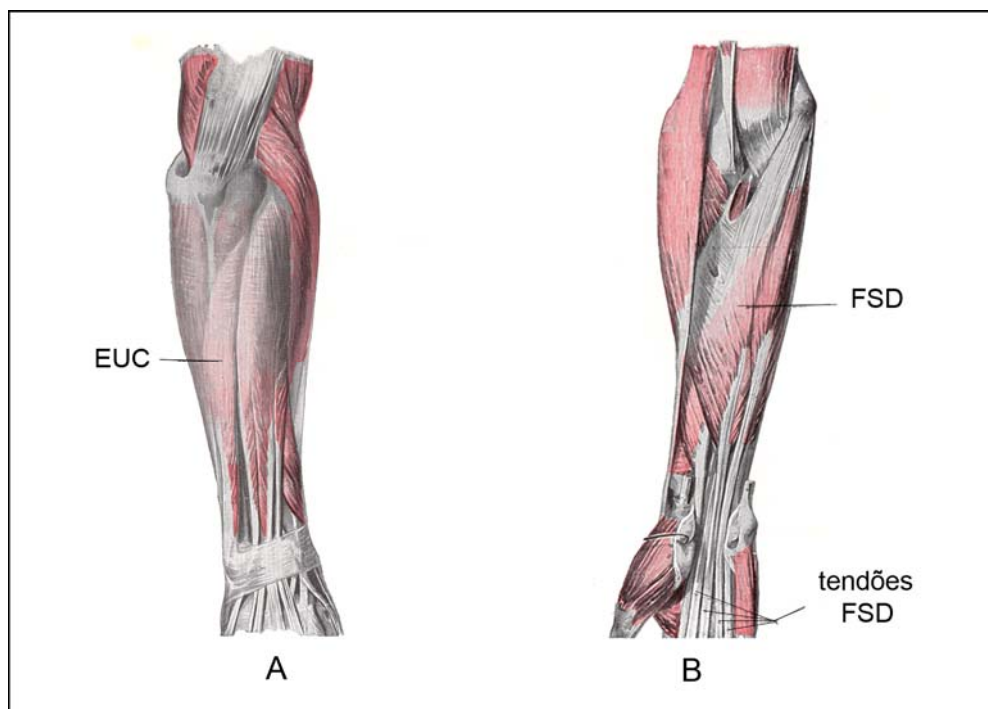


Figura 3. A - Extensor ulnar do carpo; B - Flexor superficial dos dedos (Spalteholz, 1965)

Normalmente, em condições ideais, o trabalho de computador envolve uma demanda física que se caracteriza pela postura estática sustentada por longos períodos o que exige a contração da musculatura proximal do membro superior e da região cervical. Alguns estudos têm abordado o comprometimento do músculo trapézio identificando o aparecimento de *trigger points*, fibromialgia e síndromes dolorosas miofasciais (Treaster et al., 2006; Veiersted, 1994 e Yunus, 1994). A fixação visual prolongada na tela do computador, em trabalhos estáticos como pode ocorrer durante o uso de mouse ou do teclado, é um fator de risco para a mialgia do trapézio (Veiersted, 1994) e o estresse visual associado à postura estática, nem sempre adequada, pode levar a dor miofascial desse músculo (Treaster et al, 2006). A figura 4 mostra posturas incorretas que podem

levar aos distúrbios músculo-esqueléticos na região cervical e no membro superior.

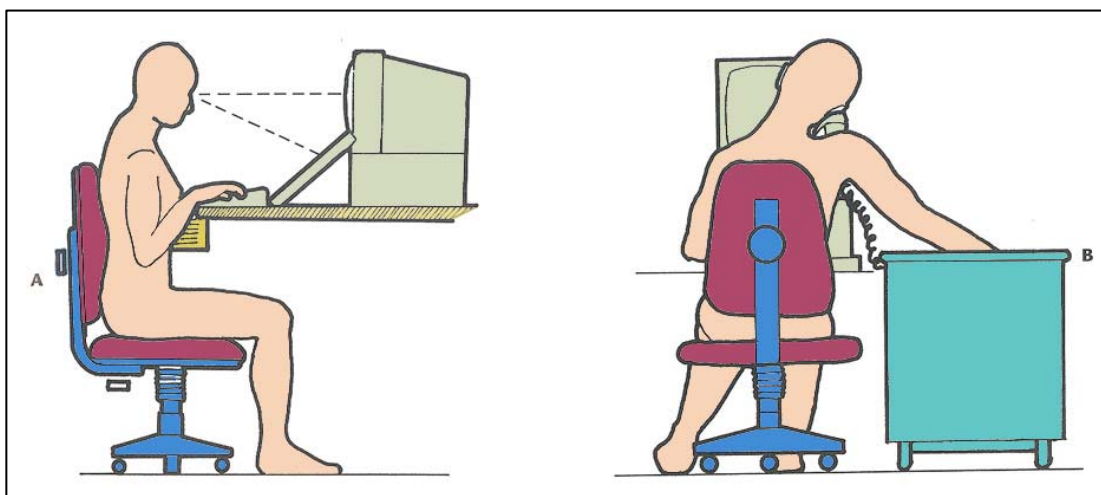


Figura 4. Posturas incorretas durante o uso do computador

A digitação, a apreensão do mouse e sua manipulação também envolvem o uso constante da musculatura flexora e extensora do punho e dedos. Para a manipulação de objetos a posição mais funcional do punho é em extensão (Caetano, 2000; Figura 5).



Figura 5. Extensão do punho na manipulação de objetos.

O EUC atua continuamente como estabilizador do punho e, juntamente com outros extensores, tem importante ação antagonista na flexão (Basmajian e De Luca, 1985; Snijders et al., 1987; Hägg e Milerad, 1997). Estudo realizado por Johanson et al. (1998), com sujeitos adultos saudáveis, mostrou que em 98% dos participantes o EUC teve ação constante durante a função de apreender e soltar objetos. Hunting et al. (1981) recomenda que durante o uso do computador o desvio ulnar do punho tenha um ângulo menor que 20°, porém, dependendo do modelo do mouse, essa solicitação nos desvios do punho pode variar (Aaras e Ro, 1997). Estudos de Aaras et al. (1999 e 2001) e Gustafsson e Hagberg (2003) constataram que, para menor sobrecarga muscular, o punho deve ficar em posição neutra. No entanto, essa posição diminui a produtividade e o conforto para o usuário, o que favorece o desvio ulnar e a conseqüente sobrecarga do EUC. A fadiga da face extensora do antebraço geralmente é mais freqüente e maior do que da face flexora, mesmo em tarefas de preensão constante de objetos (Hagg e Mierad, 1997 e Lin et al., 2004).

Quanto aos músculos flexores no antebraço, os estudos eletromiográficos de Johanson (1998) e Basmajian e De Luca (1985) indicam que os músculos flexores dos dedos atuam sinergicamente e têm importante atuação na preensão. O FSD age na preensão de objetos em situações nas quais há necessidade de compressão dos dedos e de maior individualização do movimento. Basmajian e De Luca (1985) ressaltam que o FSD exerce grande atividade quando apenas um dedo é movimentado enquanto os outros são mantidos em flexão. Observa-se que esses movimentos estão presentes na digitação e nos movimentos de arrastar e clicar o mouse (Figura 6) o que favorece a sua fadiga e situações de longos períodos desse trabalho repetitivo.



Figura 6. Ação do flexor superficial dos dedos: **A** - na digitação; **B** - na preensão e no uso do mouse.

1.3. Órteses como recurso complementar de tratamento

No atendimento aos pacientes com sintomas de dor ou inflamações, correlatos às síndromes ou distúrbios ósteo-musculares, no antebraço e na mão os médicos especialistas têm enfatizado a importância da prevenção e do tratamento clínico (Magalhães, 1998; Mattar e Azze, 1995). Cada vez mais, os tratamentos cirúrgicos, baseados em diagnósticos imprecisos, têm se mostrado inadequados visto que a etiologia está, em geral, relacionada ao uso incorreto dos padrões funcionais dos membros superiores (Mattar e Azze, 1995). Orientações posturais, exercícios de alongamentos, reorganização e adaptações ergonômicas dos equipamentos e ajustes nos postos de trabalho são procedimentos eficazes que previnem lesões, minimizam os desconfortos e sintomas daqueles que adquiriram as doenças (Baxter-Petralia e Penney, 1992; Armstrong, 1987; Yeng, 1995; Elui et al., 2005 e Freitas, 2005).

É na abordagem clínica que os reabilitadores e médicos especialistas apresentam controvérsias em relação aos procedimentos cinesioterápicos e termoterápicos. Porém, há unanimidade na indicação de medicamentos e do

repouso local como tratamento na fase aguda e subaguda dessas síndromes de disfunção do movimento (Magalhães, 1998).

Na prática dos terapeutas da mão, o que se observa é a adoção de medidas de imobilização temporária e intermitente, permitida pelas órteses, ou “splints”, é a conduta mais freqüentemente adotada e é proposta como forma de obtenção de repouso das estruturas envolvidas, posicionamento adequado das articulações, relaxamento da musculatura e proteção durante as funções do cotidiano (Ferrigno, 2007).

Usualmente, em serviços que contam com terapeutas especialistas, as órteses são confeccionadas para cada paciente, respeitando-se as características pessoais, anatômicas e biomecânicas. Muitos são os modelos de talas ou estabilizadores do punho e o mais utilizado tem sido a órtese volar que atravessa a prega do punho, apoiando a mão e parte do antebraço, mantendo os dedos livres para não impedir a sua função (Figura 7).



Figura 7. Órtese para o punho (Ferrigno, 2007).

Nos serviços em que não há a oferta dessa terapia especializada observa-se que os pacientes são orientados a comprar talas de punho pré-

fabricadas, em lojas de produtos ortopédicos e de reabilitação. Observa-se que não se adequam aos parâmetros definidos pela individualidade dos pacientes, os tamanhos são padronizados – pequeno, médio ou grande – e são muito curtas, pois não têm o comprimento do antebraço proporcional ao peso da mão para melhor distribuição de pressão e estabilidade. Ainda assim, são amplamente vendidas porque são de baixo custo e facilmente adquiridas sem prescrição médica. Há situações em que os desconfortos ou dores motivam as pessoas a adquirirem essas talas de contenção, independentemente de consultarem os seus médicos, o que pode ocasionar a escolha de modelos incorretos e inapropriados. Na figura 8 pode-se observar que os três modelos apresentam inadequações em relação aos conceitos biomecânicos para imobilização do punho: o comprimento das três órteses é menor do que $2/3$ do comprimento do antebraço; as órteses A e B são confeccionadas em neoprene, tecido flexível, que não atende a imobilização necessária da articulação do punho; a órtese de lona (C) impede a manipulação de objetos porque mantém o polegar em abdução radial e extensão da articulação interfalangeana, pois o tecido se prolonga até a polpa digital.

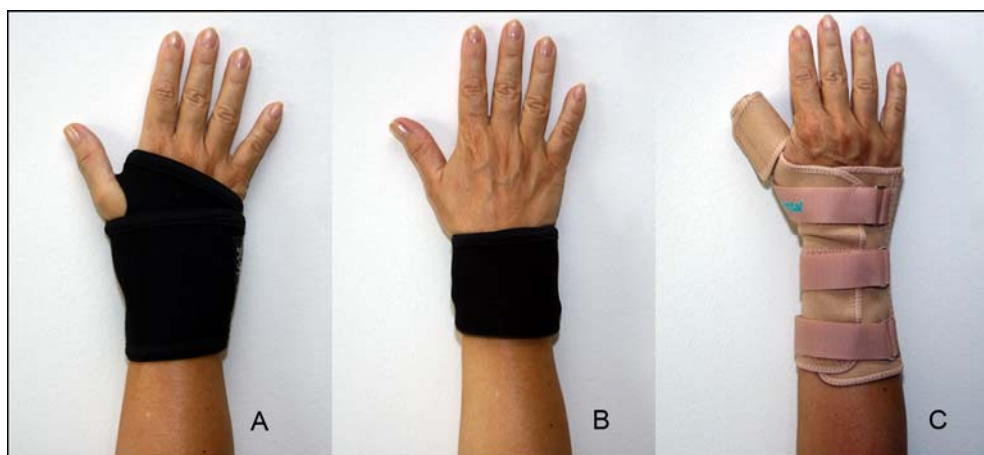


Figura 8. Modelos de órteses comercializadas.

Esse tratamento específico envolve cuidadosa avaliação do desempenho funcional diário do paciente e seu contexto de vida para que o modelo mais adequado de órtese para a mão possa ser indicado.

Para o planejamento e confecção das órteses, o terapeuta considera vários fatores quanto ao material utilizado como por exemplo a resistência a forças externas, rigidez ou flexibilidade, possibilidade de remodelagem, tiras de fixação mais largas para distribuição da pressão ao conter o segmento. Alguns princípios biomecânicos básicos também são recomendados como (Ferrigno, 2007; Fess et al., 2004; Wilton, 1997; Brand e Hollister, 1993):

1. A posição preensora ou funcional: punho em aproximadamente 30° de extensão, interfalangeanas dos dedos em extensão ou leve flexão, polegar em abdução palmar de 45° a polpa do polegar alinhada com as polpas do indicador e dedo médio (Figura 9).



Figura 9. Posição preensora da mão (Ferrigno, 2007)

2. A manutenção dos arcos da mão: os três arcos, longitudinal, transverso proximal e transverso distal, permitem a concavidade da mão para a apreensão de diversos objetos (Figura 10).

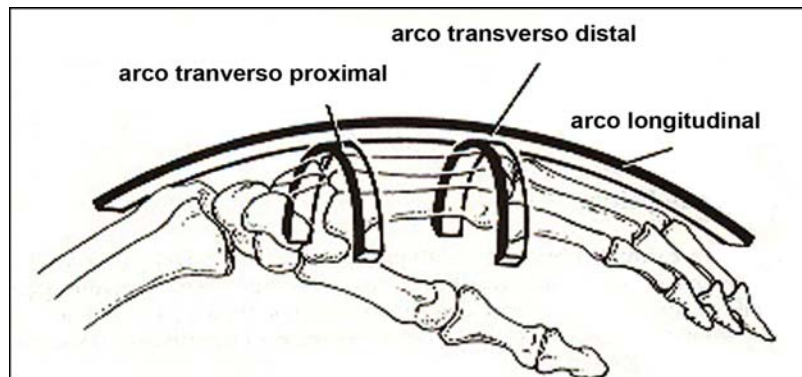


Figura 10. Arcos da Mão (Fess et al.,2004).

3. A observação das pregas cutâneas para a confecção do modelo da órtese de acordo com os objetivos do tratamento permite a liberação ou impedimento do movimento articular (Figura 11).

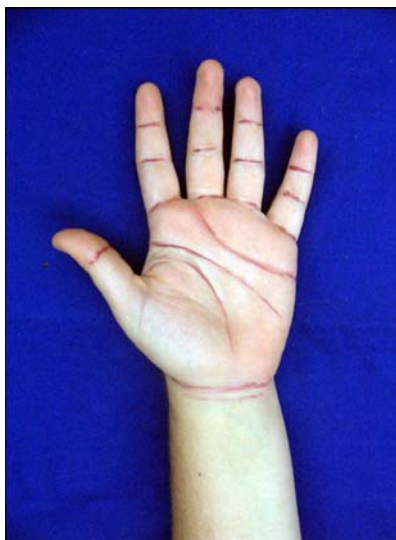


Figura 11. Pregas de flexão da mão (Ferrigno, 2007)

4. A transferência de pressão ao longo da órtese e o equilíbrio de forças são fatores importantes para a estabilidade, para impedir que a pressão de pontos de apoio gerada pelo material de contenção da órtese dificulte a nutrição dos

tecidos envolvidos, para o conforto e o repouso da região. Para tanto, a base de apoio no antebraço deve ser volar ou circunferencial e apoiar 2/3 do comprimento do antebraço no sentido de se obter melhor vantagem mecânica (Figuras 12 e 13). Órteses mais longas diminuem a força da pressão no antebraço para equilibrar o peso da mão.

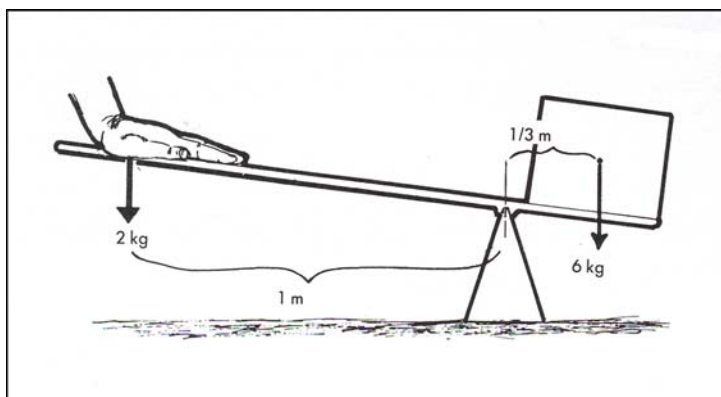


Figura 12. Mecanismo de equilíbrio de forças (Brand e Hollister, 1993)

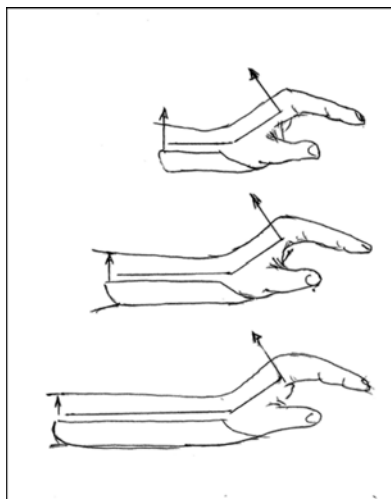


Figura 13. Diminuição da pressão conforme o comprimento da órtese (Fess et al., 2004)

Apesar dessa recomendação da aplicação de órteses longas, deve se considerar que para pacientes que utilizam a órtese durante a manipulação de objetos que exijam precisão e coordenação, as órteses mais curtas são as mais

indicadas. Órteses curtas, pré-fabricadas, garantem a melhor funcionalidade e as órteses longas, personalizadas, em material termomoldável garantem maior conforto e apoio da musculatura do antebraço (Stern, 1996).

Várias questões se colocam para os terapeutas quanto à eficácia dessas órteses em relação ao repouso e ao apoio do membro superior durante o seu uso, quando e em que situações as órteses devem ser utilizadas. Os protocolos de tratamento variam quanto ao tempo e indicação de uso: constante ou intermitente, apenas noturno, para repouso ou durante as funções do dia-a-dia, inclusive durante as atividades laborais. As indicações também variam entre as talas longas ou curtas, rígidas ou flexíveis (Aiello, 1997; Cannon, 2001; Callinan, 2005; Elui et al., 2005 e Freitas, 2005).

Recente revisão de literatura publicada por Rodrigues et al. (2007) sobre o uso de órteses e seu efeito na musculatura do antebraço em adultos, apresentou apenas 4 artigos a esse respeito. Nessa análise ficou constatado que a compreensão dos efeitos das órteses para o punho é controversa e insatisfatória, assim como já relatado por Johansson et al. (2004). Nenhum artigo sobre o comportamento muscular durante o uso do teclado e do mouse de computador foi encontrado na literatura disponível.

1.4. A eletromiografia como instrumento de investigação.

A eletromiografia (EMG) é um conjunto de técnicas utilizadas no estudo da atividade elétrica muscular. Inclui técnicas associadas à captação, amplificação, filtragem, aquisição por computador, quantificação, análise e interpretação da atividade elétrica de músculos (Kohn e Mezzarane, 2005). É uma técnica experimental usada para o monitoramento da atividade elétrica das membranas excitáveis, representando a medida dos potenciais de ação do sarcolema como efeito de voltagem em função do tempo. (Enoka, 2000).

A EMG tem sido um recurso extremamente útil também para a compreensão do comportamento fisiológico da musculatura. Essa técnica de investigação tem auxiliado os pesquisadores a analisarem mais detalhadamente a atividade muscular e sua correlação com doenças e sintomas decorrentes das diversas funções realizadas pelo homem.

A aplicação da EMG de superfície em ergonomia ocorre há mais de 50 anos (Hägg et al., 2000) e, nas últimas décadas, importantes estudos eletromiográficos têm sido feitos a respeito do comportamento dos músculos da mão durante a preensão de objetos e outras funções. Vários autores têm contribuído para a compreensão desse tema, entre os quais podemos citar Bäckdahl (1961), Mc Farland (1962), Long e Brown (1964), Long (1968), Long et al. (1970), Matsushita et al. (1995), Maier e Hepp-Reymond (1995), Hägg et al. (1997), Jansen et al. (1997), Milerad (1997), Johanson et al. (1998), Bulthaup et al. (1999), Callinan (1999), Burtner et al. (2003), Johanson et al. (2004).

A EMG pode ser realizada de forma invasiva, quando os sinais são captados por fios ou agulhas, ou então através de eletrodos superficiais fixados à pele, o que torna esta última opção muito utilizada nas investigações científicas por não causarem desconforto.

Os eletrodos medem a atividade elétrica conduzida pelas fibras musculares durante a sua contração. A EMG expressa a contração de muitas unidades motoras que estão simultaneamente ativas, num padrão de interferência que expressa muitos potenciais de ação sobrepostos (Enoka, 2000). O termo “amplitude” em EMG é utilizado para representar a magnitude total da atividade elétrica gerada pelas contrações de todo esforço muscular em determinado intervalo de tempo (Clancy, 2002).

O sinal eletromiográfico é a somação algébrica de todos os sinais detectados em certa área, podendo ser afetado por propriedades musculares, anatômicas e fisiológicas, assim como pela instrumentação utilizada na aquisição

dos sinais (Enoka, 2000). Um grande número de interferências no sinal, chamados ruídos, pode emanar de várias fontes (De Luca, 2002):

a) Inerentes aos componentes do equipamento de aquisição e de registro que têm sido minimizados pela qualidade técnica dos equipamentos mais modernos;

b) Ruídos do ambiente, originados principalmente das fontes de radiação eletromagnéticas, como fios de energia elétrica, lâmpadas fluorescentes e muitos outros, incluindo a superfície do nosso corpo (impossível de ser evitada na superfície da terra). Dentre estes, o ruído dominante é o de 60 Hz, das fontes de energia elétrica.

c) Artefatos de movimento que surgem do contato entre o eletrodo e a pele e dos cabos que conectam o eletrodo ao amplificador.

d) Instabilidades inerentes do sinal que ocorrem pelo disparo das unidades motoras.

Para que as informações dos sinais de EMG tenham um mínimo de distorção, é preciso criar um ambiente adequado e, se necessário, utilizar-se de filtros que removam esses ruídos em frequências indesejáveis.

Eletrodos de referência (fio terra) são colocados em proeminências ósseas com objetivo de atenuar os sinais gerados pela pele e outros tecidos, além de minimizar as interferências da rede elétrica e magnética advindas do ambiente e do próprio indivíduo.

Os equipamentos de EMG permitem a observação dos sinais mioelétricos processando a conversão de sinais de voltagem através de amplificadores. Os eletrodos devem amplificar os sinais e essa característica depende da sua configuração, como o tipo de eletrodo, tamanho, distância inter-eletrodo, material e substâncias de contato (Kamen, 2004).

Como alguns dos sinais captados não expressam apenas o sinal emanado do músculo, esses sinais são minimizados por um sistema de

modulação que amplifica o sinal desejado em relação ao sinal indesejado. Esse mecanismo é expresso pela medida do “Índice de rejeição pela modulação comum” (Common Mode Rejection Ratio – CMRR) que deve estar acima de 90dB (Strong, 1973 e Portney, 2004).

A interface do eletrodo/eletrólito produz uma voltagem ou potencial que pode gerar ruídos no EMG e os eletrodos de Ag/AgCl são considerados os mais estáveis na aquisição de sinais e são amplamente usados como eletrodos para registros de superfície. A distância de 20mm inter-eletrodos para 1000Hz de frequência e resistência abaixo de 10k Ω tem sido os parâmetros mais indicados em recentes revisões da literatura (Clancy, 2002).

As características da pele e dos tecidos que estão entre os eletrodos e a musculatura a ser investigada podem interferir significativamente na aquisição dos sinais. Estudos de Clancy (2002), Webster (1984), Burbank (1978) e Tam (1977) apontam a importância da limpeza, abrasão da pele e uso de pasta ou gel condutor para minimizar os sinais de ruídos causados pela impedância da pele. Uma alta impedância pode reduzir o sinal da amplitude, distorcer a forma das ondas e interferir no registro eletromiográfico. Ruídos também são produzidos pelo movimento do eletrodo com a pele ou quando esta é estirada. Essas interferências podem ser minimizadas não apenas com o uso da camada de gel entre o eletrodo e a pele como também pela cuidadosa fixação e posicionamento dos eletrodos durante as tarefas. Os artefatos de movimento estão geralmente abaixo de 20Hz. Atualmente ainda não existem métodos acessíveis que proporcionem uma distinção clara entre os artefatos de movimentos e as mudanças de ativação muscular expressa nos potenciais de ação detectados pelo EMG (Kamen, 2004).

Deve-se observar o volume de tecido adiposo, as trocas fisiológicas e a temperatura dos tecidos, que podem variar dependendo do índice de massa corporal, alterações metabólicas causadas por exercícios físicos extenuantes ou uso de medicamentos (De Luca, 1997 e Konrad, 2005).

É necessário ter o máximo rigor na localização e colocação dos eletrodos, pois os sinais de EMG podem sofrer interferências de músculos próximos. Assim, a técnica de captação com eletrodos de superfície tem a desvantagem de captar os sinais de vários músculos vizinhos, representando uma mistura de atividades elétricas, fenômeno conhecido como “crosstalk” (Kohn e Mezzarane, 2005). Técnicas de aquisição e análise para reduzir esses sinais indesejados continuam sendo pesquisadas assim como o aperfeiçoamento técnico dos equipamentos de EMG (De Luca, 2006).

Para que os ruídos sejam minimizados ou removidos, são utilizados filtros elétricos, que atenuam as variações de determinadas frequências. A seleção do filtro apropriado depende da análise dos sinais para ajuste das frequências que se quer eliminar, define-se então, o limite de frequências baixas e o de frequências altas, chamado de largura da banda. A figura 14 apresenta um diagrama dos principais aspectos dos procedimentos de aquisição dos sinais e cada passo age como um filtro interferindo nos sinais, atenuando e alterando a sua morfologia final (De Luca, 2006).

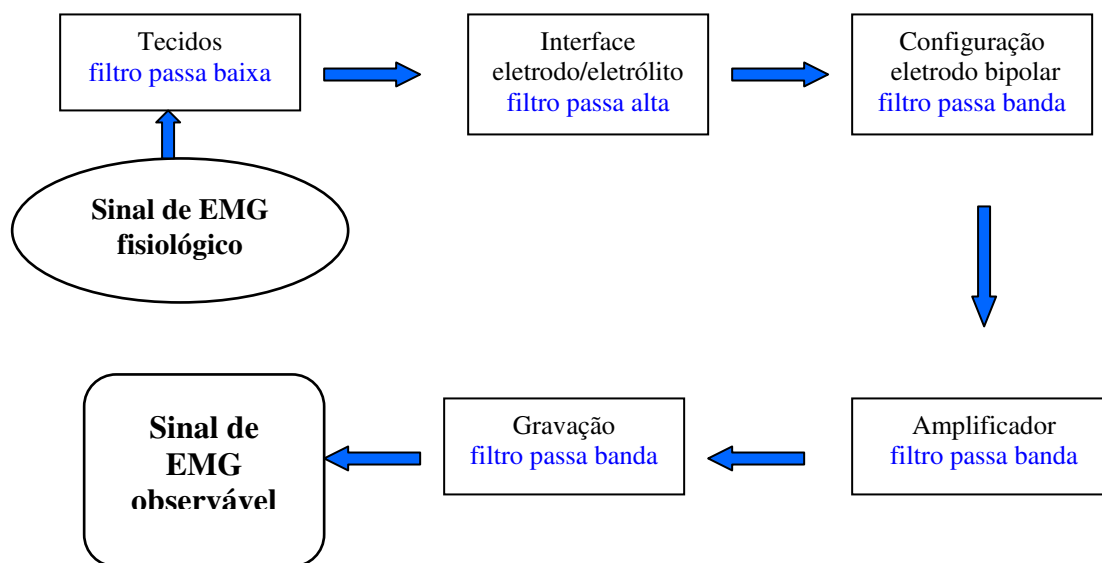


Figura 14. Diagrama dos aspectos atenuantes na observação dos sinais de EMG (adaptado De Luca, 2006).

Os sinais, em microvolt (μV), expressam uma variação importante de amplitude, originada das características fisiológicas individuais e de fatores técnicos de instrumentação e do ambiente. A amplitude do sinal deve então ser analisada através do processo de normalização. Esse processo permite eliminar os dados das condições de detecção e re-escaloná-los, de forma a calibrar o valor que é em microvolt para uma única calibração relevante do ponto de vista fisiológico, a porcentagem da capacidade de inervação máxima (Konrad, 2005). É um procedimento necessário e utilizado na grande maioria dos estudos, pois possibilitam a inclusão desses dados em estudos metanalíticos, reproduzíveis e expressos em padrões que permitem a análise entre sujeitos, entre diversos músculos e entre sessões subseqüentes de exames (Mathiassen et al., 1995). Para isso, considera-se 100% como o maior valor da amplitude, que é o valor expresso pela máxima contração voluntária. Estudos recentes têm demonstrado que o valor absoluto da amplitude da EMG tem validade e confiabilidade (Kamen, 2004).

Os conhecimentos e as aplicações em EMG cresceram consideravelmente nas últimas décadas. Na maioria das vezes, os estudos apresentavam metodologias diversas e descrição insuficiente a respeito dos procedimentos no uso dessa técnica. Hermens, em 1999, estudou 144 artigos publicados no período de 1996 a 1999, envolvendo o uso de sensores e sua localização. Ao final de sua pesquisa, elaborou uma proposta sobre esses procedimentos e submetendo-a à avaliação de vários grupos de pesquisas Europeus e aos 100 membros do *club* SENIAM (Surface EMG for a Non-Invasive Assessment of Muscles) publicou um manual de recomendações para orientar o desenvolvimento dos sensores, sua localização, processamento e normas dos sinais. Em 1999, Merletti também publicou uma padronização para os registros de dados em EMG, endossado pela International Society of Electrophysiology and Kinesiology (ISEK).

Konrad (2005) em seu “ABC da EMG” apresenta os cuidados e parâmetros para a aplicação dessa técnica: condições de detecção dos sinais, seleção dos eletrodos, amplificação, processamento e filtragem dos sinais, preparação da pele e colocação dos eletrodos de superfície, preparação para os testes, processo de normalização e definição dos parâmetros de análise dos sinais. Esses parâmetros devem ser utilizados como referência e orientação para os estudos sobre EMG de superfície, bem como as recomendações do SENIAM e da ISEK.

OBJETIVOS

2. OBJETIVOS

Avaliar e quantificar a amplitude eletromiográfica das fibras superiores do trapézio, do extensor ulnar do carpo e do flexor superficial dos dedos, em adultos jovens e saudáveis, durante o uso do computador, na digitação e no uso do mouse, sem e com duas órteses para repouso do punho, uma pré-fabricada e outra em termomoldável feita sob medida.

METODOLOGIA

3. METODOLOGIA

3.1. Sujeitos

O estudo, aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Unicamp, em 27 de novembro de 2007 de acordo com o Parecer no. 861/2007 (anexo 1), foi realizado com 23 voluntários, estudantes universitários de ambos os sexos, dos cursos de graduação da Universidade Federal de São Carlos e da Universidade Estadual de Campinas.

Os critérios de inclusão dos sujeitos para a pesquisa foram os seguintes:

- Adultos jovens com idade mínima de 18 anos.
- Índice de massa corporal (IMC) igual ou inferior a 30 kg/m².
- Familiarizado com o uso de computador.
- Não ser profissional ou estudante da área de informática ou outra que caracterize o uso intensivo e diário de computador.
- Dominância direita.
- Ausência de desconforto, dor ou qualquer sintoma indicativo da presença de doenças, traumas ou seqüelas no membro superior.

Considerou-se os seguintes critérios de exclusão no dia do exame:

- Uso de medicação que possa interferir no desempenho muscular, pelo menos 72 horas antes da coleta dos dados.
- Prática de exercício físico extenuante 48 horas antes da coleta de dados.

3.2. Ambiente para coleta dos dados

O estudo foi realizado em sala devidamente preparada para esse uso no Departamento de Terapia Ocupacional da Universidade Federal de São Carlos. No local foram instalados apenas os equipamentos para a coleta de dados e procurou-se minimizar as interferências da rede elétrica utilizando a sala durante o dia, com luz natural. Para minimizar a interferências das ondas eletromagnéticas do computador utilizou-se cabos extensores para o teclado, mouse e monitor, a uma distância de 2m do processador. Procurou-se manter a temperatura ambiente em aproximadamente 20° C.

3.3. Equipamentos e materiais

- Eletromiógrafo - Os sinais mioelétricos foram registrados em um eletromiógrafo modelo Miotool - 400[®], da Miotec Equipamentos Biomédicos Ltda, RS, Brasil, registro ANVISA no. 80351690001, com fonte de energia gerada por uma bateria de Níquel Metal Hidreto - NiMH de 7,2V, 1700mA, e isolamento de 3000V do sistema elétrico evitando riscos de choque aos usuários. O sistema utiliza placa conversora analógico-digital de 14-bits de resolução e os sensores de superfície (SDS500) configurados para aquisição com uma frequência de 2000 amostras por segundo, o modo de rejeição comum de 100dB e os sinais amplificados com um ganho de 1000 vezes. Os sinais mioelétricos foram passados por um filtro Passabanda de 10 a 500Hz e Notch de 60Hz. Utilizou-se eletrodos de superfície, adesivos e descartáveis, em forma de discos circulares, bipolares, de Ag-AgCl, com a distância inter eletrodos de 20mm. Esses eletrodos foram conectados aos sensores por garras flexíveis para facilitar a fixação no antebraço durante as tarefas com órteses e mantidos com fita adesiva e faixa elástica de média compressão (Figura 15).



Figura 15. Eletromiógrafo com eletrodos flexíveis com garras.

- Órteses – duas órteses foram utilizadas no experimento: uma órtese feita sob medida, modelada pela pesquisadora, em termoplástico tipo Ezeform da Sammons Preston Rolyan (USA), antebráquio-palmar, modelada com o punho entre 20° e 30° de extensão, definida, neste estudo, como “órtese A”; e uma órtese comercial, antebráquio-palmar, mais curta, feita em lona e com uma barra fixa interna na região palmar, em plástico rígido, modelo Digitala-450, Salvapé (Brasil), para a mão direita, definida como “órtese B” (Figura 16).



Figura 16. Órteses: A – órtese em termoplástico modelada pelo terapeuta
B – órtese pré-fabricada, comercializada.

- Balança – utilizou-se uma balança digital, marca Filizola (Brasil), com capacidade para 150 Kg e intervalo de 100g com antropômetro vertical fixo à balança para a averiguação dos dados antropométricos.

- Dinamômetro – utilizou-se um dinamômetro de preensão palmar ajustável, marca Jamar Hydraulic Hand Dynanometer da empresa Sammons Preston Rolyan (EUA), para os testes de função e registro da contração voluntária máxima do FSD (Figura 17)



Figura 17. Dinamômetro Jamar.

- Computador e mobiliário – O computador utilizado para os testes foi um PC, Pentium 4 da Intel, com o monitor de vídeo LCD, Flatron de 15", um teclado FCC, CE e um mouse CE, FC, XPC (modelos padronizados) colocados em escrivaninha de escritório comum, com cadeira de altura regulável sem apoio para os braços.

- Termômetro com ar condicionado – equipamento padrão, instalado na sala de exame.

3.4. Procedimentos:

Todo o experimento foi realizado em apenas uma sessão de coleta de dados durante aproximadamente duas horas.

3.4.1. Confirmação da inclusão do sujeito na pesquisa: após convite feito individualmente ou em grupos para a participação na pesquisa, esclarecendo os critérios de inclusão e os procedimentos gerais para a coleta de dados, os voluntários foram agendados para a coleta individual.

No dia do experimento, averiguou-se o índice de massa corporal para a inclusão do voluntário na pesquisa. As medidas de peso e altura foram feitas com o voluntário descalço, usando roupas leves, em posição ereta, de costas para o marcador, com os pés unidos e olhar fixo na altura da linha do horizonte. Para o cálculo do IMC e classificação não obeso, foram utilizados os parâmetros definidos pela Organização Mundial de Saúde (WHO, 1998). O peso foi medido em quilogramas e a altura em metros.

Os dados de inclusão/exclusão e os de identificação foram averiguados através de questionário respondido pelo voluntário (Apêndice 1). Os equipamentos de testes e o ambiente da coleta foram apresentados, as dúvidas esclarecidas e assim, diante do acordo, o estudante assinou o termo de consentimento livre e esclarecido (Apêndice 2).

3.4.2. Confecção e escolha das órteses – A órtese de termoplástico foi modelada e ajustada na mão direita, respeitando-se as especificações biomecânicas e funcionais citadas anteriormente e o conforto do voluntário. Em seguida, foi escolhido o tamanho mais adequado da órtese comercial entre os disponíveis no mercado, lado direito e pequeno médio ou grande.

3.4.3. Registro Eletromiográfico – as seguintes etapas foram incluídas:

A) Colocação dos eletrodos de superfície: inicialmente posicionou-se o voluntário para os testes musculares e definiu-se a região para fazer a preparação da pele, necessária à colocação dos eletrodos (Basmajian e Blumenstein, 1989). Foi feita a tricotomia, a abrasão com esponja áspera e limpeza com álcool 70° GL, verificando-se a vermelhidão da pele, requisitos para uma boa aderência e transmissão de sinais. A colocação dos eletrodos foi precedida pela palpação em cada músculo, orientada pelos testes de função muscular de Kendall (1993) e atlas anatômico (Spalteholz, 1965). Foram colocados paralelos a direção das fibras musculares, entre o ponto motor e respectivos tendões, conforme a indicação de Basmajian e Blumenstein (1989) e do SENIAM (Hermens et al., 1999). Para o trapézio superior, o par de eletrodos foi colocado na porção descendente do músculo, a 2cm da metade da distância entre a sétima vértebra cervical e a borda lateral do acrômio, como na figura 18. Para o músculo extensor ulnar do carpo, o antebraço foi posicionado em semi flexão e aproximadamente 45° de pronação, então, os eletrodos foram fixados próximo à borda da ulna, no terço proximal, entre o olecrano e o processo estilóide da ulna (Figura 19). Para o músculo flexor superficial dos dedos, os eletrodos foram fixados no ponto médio de uma linha projetada do epicôndilo medial ao processo estilóide da ulna (Figura 20). A colocação correta dos eletrodos foi confirmada por monitoração visual dos sinais de EMG na tela do computador durante teste de função muscular. O eletrodo conectado ao cabo de referência, fio terra blindado, foi colocado em cima de tecido inativo, na proeminência óssea do processo espinhoso de C7. Para uma boa fixação e estabilidade dos sensores à pele e para minimizar o movimento durante a coleta, utilizou-se fitas adesivas tipo micropore e bandagem elástica de baixa compressão.

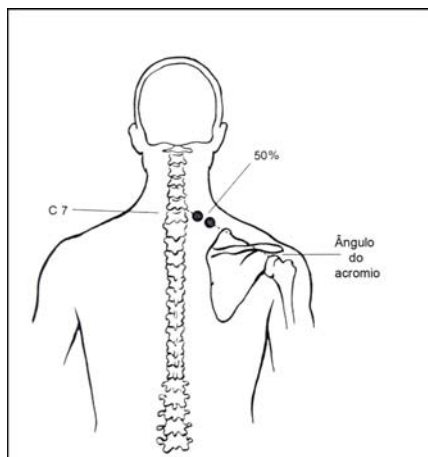


Figura 18. Localização do ponto de EMG para as fibras superiores do trapézio.
(Basmajian e Blumenstein, 1989)

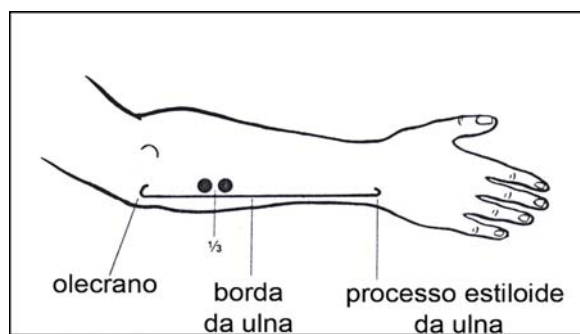


Figura 19. Localização do ponto de EMG para o extensor ulnar do carpo.
(Basmajian e Blumenstein, 1989)

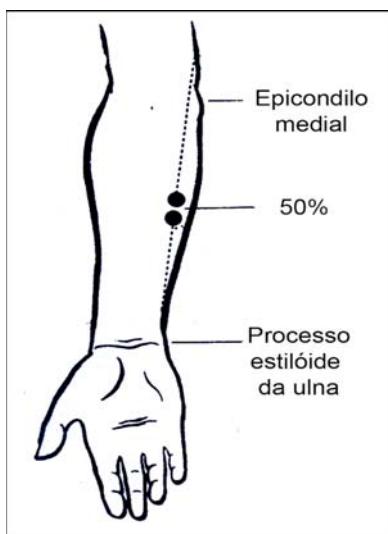


Figura 20. Localização do ponto de EMG para o flexor superficial dos dedos.
(Basmajian e Blumenstein, 1989)

B) Registro da contração voluntária máxima (CVM): os testes de contração voluntária máxima foram realizados na posição sentada e com resistência manual associado a um bloqueio rígido externo durante cada teste muscular (Kendall, 1993). Para o músculo trapézio superior utilizou-se uma faixa de tensão não elástica no ombro impedindo o movimento de elevação, bloqueio manual na cabeça e no ombro e o braço foi mantido ao longo do tronco. Para garantir a isometria do FSD utilizou-se o dinamômetro Jamar, seguindo as recomendações da Associação Americana de Terapeutas da Mão (Fess e Grip, 1992 e Aulicino, 2002), com o ombro aduzido, cotovelo fletido em 90°, antebraço em posição neutra e a posição do punho variando de zero a 30 graus de extensão; a força máxima foi solicitada com a alça do instrumento na terceira posição (Firrel e Crain, 1996 e Crosby et al., 1994) na qual há maior atuação dos músculos extrínsecos da mão (Aulicino, 2002). Para o EUC utilizou-se como bloqueio a escrivaninha do computador, de forma a manter a mão pronada, apoiada entre os desníveis da mesa, um nível que suporta o teclado e o outro que apoia o monitor. Como são suportes da mesa diferenciados, permitiram encaixar a mão do voluntário e mantê-la imobilizada nas regiões volar e dorsal, necessárias para garantir a isometria durante o teste muscular do extensor ulnaar do carpo.

Primeiro foi demonstrado cada teste funcional, o voluntário foi treinado e em seguida procedeu-se aos registros (figura 1). Durante o registro foi encorajado, por instrução verbal, a fazer a força máxima durante quatro segundos e repousar 10 segundos, conforme sugerido por Mathiessen et al. (1995).

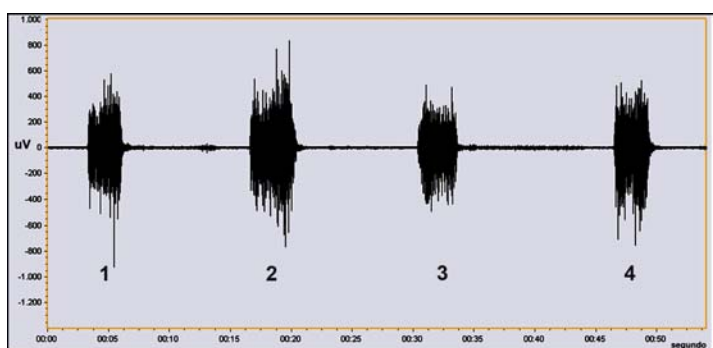


Figura 21. Eletromiograma da Contração Voluntária Máxima.

c) Preparação dos sujeitos para as tarefas: o voluntário experimentou o mobiliário e foram feitas as adequações ergonômicas, seguindo as orientações de Montgomery (1998) em relação aos ângulos do quadril, joelho e cotovelo, encosto da coluna, apoio dos pés, regulados pela altura da cadeira (Figura 22). Os equipamentos foram centralizados e mantidos a uma distância de conforto postural e o monitor colocado a 60cm do participante. As tarefas foram apresentadas e o voluntário teve a oportunidade de realizar pelo menos uma vez cada uma, ou até que se sentisse familiarizado e seguro para os testes. Enfatizou-se que a digitação e o uso do mouse deveriam ser feitos usando os mesmos movimentos de punho e dedos como habitualmente estava acostumado no dia-a-dia. Informou-se que poderia cometer erros, mas não corrigi-los para não alterar a seqüência dos movimentos, e também deveria fazer cada tarefa no seu próprio ritmo e coordenação motora, como estava habituado.

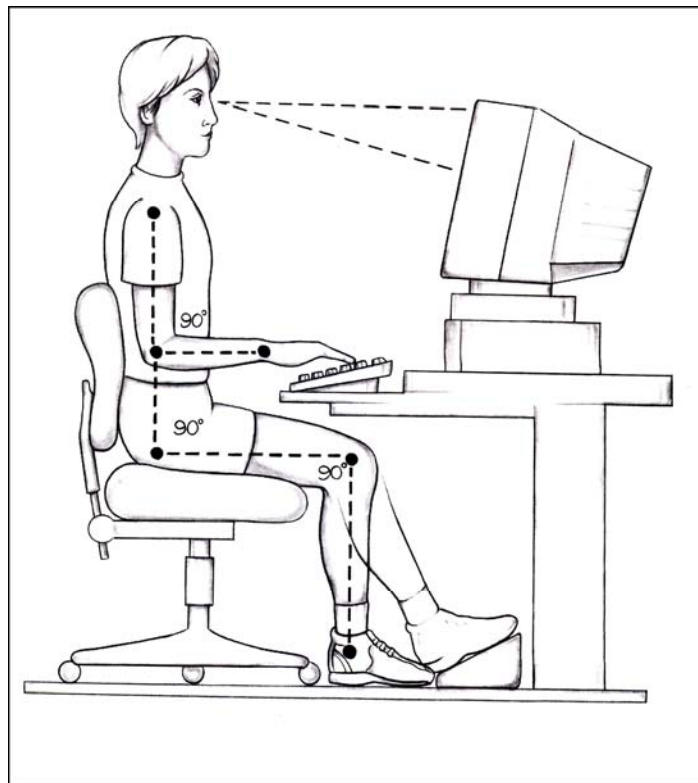


Figura 22. Posição ergonômica para o uso do computador (Montgomery, 1998).

D) Condições para a realização de cada uma das tarefas (para a digitação e para o uso do mouse): cada tarefa foi realizada em três diferentes condições, ou seja: 1- sem órtese, 2- com o uso da órtese A e 3 - com o uso da órtese B. Cada condição foi repetida cinco vezes tanto na digitação quanto no uso do mouse, totalizando 30 registros para cada participante. Cada tarefa durou de 10 a 20 segundos aproximadamente de acordo com o ritmo e habilidade de cada sujeito. Houve um repouso de 60 segundos entre as tarefas para evitar fadiga muscular. A ordem das tarefas e condições foram randomizadas. Cada tarefa foi iniciada partindo-se da posição de repouso, com as mãos apoiadas, próximas ao teclado ou com a mão direita sobre o mouse. Para cada gravação, foi solicitado o maior relaxamento possível, o qual foi averiguado no sinal de EMG. Então, o comando foi dado de forma objetiva e clara para o voluntário iniciar cada tarefa. Ao final, também foi solicitado repouso muscular.

E) Digitação: a tarefa envolveu a digitação da frase "**A TERAPIA OCUPACIONAL IMPORTA AO PACIENTE**", com quarenta caracteres, que permitiu uma distribuição bilateral de toques, sem necessitar de acentos ou pontuação. A frase foi ditada enfaticamente para marcar o início da tarefa e foi solicitado ao participante para dirigir o olhar para o teclado, minimizando o movimento da cabeça.

F) Uso do mouse: foi apresentada uma figura geométrica, disponível em software didático da Megafile/tiatania[®] (Figura 23) a ser colorida em seqüência determinada, no canto superior da figura e da esquerda para a direita, arrastando e clicando o mouse, num total de 10 cliques, com seleção de cinco cores e cinco espaços para colorir. Informou-se ao voluntário que não deveria corrigir os erros, mesmo diante de uma eventual falha do mouse para não afetar a seqüência dos movimentos.

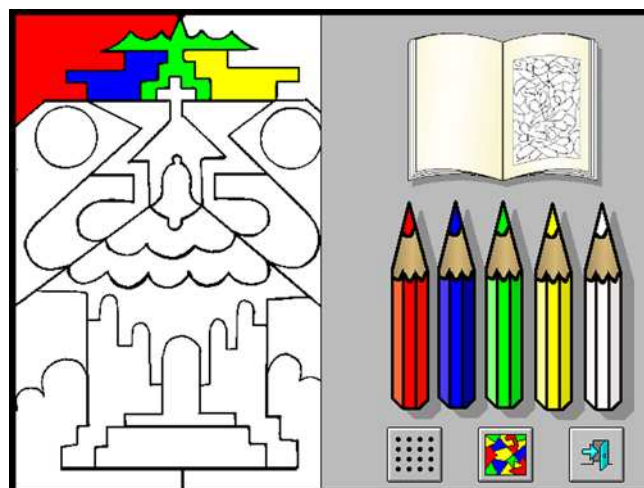


Figura 23. Jogo de colorir com o mouse (<http://www.megafile.com.br/tiatania>)

3.5. Análise dos dados

Verificou-se o tempo máximo de duração das tarefas para cada voluntário nos sinais de EMG bruto, conhecido pelo termo “RAW” e definido como padrão de cálculo da atividade eletromiográfica para todos os registros da mesma tarefa para cada voluntário.

Os sinais eletromiográficos foram analisados no domínio da Amplitude, medido em voltagem, através do método “Root Mean Square” ou RMS, definido como a raiz quadrada do valor médio ao quadrado, considerando-se o intervalo de tempo correspondente à execução da tarefa. Esse dado foi obtido através do software Miograph 2.0[®] da Miotec Equipamentos Biomédicos Ltda, RS, Brasil e foi armazenado na planilha do programa Microsoft Office Excel, versão 2003. A seguir, obteve-se a média aritmética das amplitudes das cinco tentativas para cada músculo em microvolts (μV) considerando desvio padrão $\leq 30\%$ (Apêndice 3).

Na seqüência procedeu-se à normalização desses dados. Pela normalização, o valor relativo do sinal de amplitude em microvolt (μV) é transformado em valor absoluto, em porcentagem e refere-se ao valor da amplitude da atividade da contração voluntária máxima obtida de cada músculo.

Esse valor da CVM foi obtido pelo método da média dinâmica (Burden e Barlett, 1999): inicialmente obteve-se a amplitude de cada contração em RMS, em seguida foi feita a média das duas maiores contrações, registradas entre as quatro realizadas no teste de cada músculo. Este valor, em μV correspondeu a 100% da capacidade de contração muscular, adotado como o valor absoluto para converter os demais valores das amplitudes de todos os registros eletromiográficos do experimento (Apêndice 4). Assim, as amplitudes foram expressas em valor absoluto, em % das CVMs (Apêndice 5).

Para a análise estatística foi feita a comparação de médias para dados correlacionados pelo Teste de Friedman e Teste de Wilcoxon, adotando-se $P < 0,05$ para a declaração de diferença significativa através do software SPSS, versão 15.0 (Chicago, IL).

RESULTADOS

4. RESULTADOS

A casuística foi composta por 23 voluntários, de ambos os sexos, com idade variando entre 18 e 26 anos, média de 22,31 anos e IMC variando entre 17,15 e 26,12 kg/m², média de 21,42. A tabela 1 representa a descrição dos participantes com distribuição quanto ao sexo, idade e IMC, demonstrando nesses resultados uma amostra homogênea.

Tabela 1. Descrição dos participantes ($n=23$)

	Mulheres ($n=13$)	Homens ($n=10$)
idade*	22,55 (1,68)	22,07 (2,27)
IMC [†]	21,07 (2,34)	21,78 (2,16)

* média em anos (desvio padrão)

IMC[†] – média do índice de massa corporal em Kg/m² (desvio padrão)

Os valores apresentados na tabela 2 mostram que houve um aumento significativo na média da amplitude da atividade mioelétrica do TPZ quando os participantes se submeteram às diferentes condições de execução das tarefas no computador, com $P < 0,05$, tanto na digitação quanto no uso do mouse.

Tabela 2. Amplitude da atividade mioelétrica* do trapézio

Tarefas	Sem órtese (S)	órtese A (A)	órtese B (B)	Valor de P	
Teclado	14.4 (15.87)	25.72 (22.82)	18.38 (15.7)	.000†	.000‡
Mouse	8.01(12.42)	18.86 (18.0)	12.32 (14.76)	.000†	.000‡

*média (desvio padrão) – em porcentagem

†Teste de Friedman; ‡Teste de Wilcoxon (S,B)

O trapézio teve aumento da amplitude da atividade eletromiográfica média tanto com a órtese personalizada quanto com a órtese comercial como ilustrado pelo eletromiograma de um dos participantes durante a digitação (Figura 24). A órtese A exigiu maior esforço do trapézio superior que a órtese B se comparado com a realização das tarefas sem órteses (Gráfico 1).

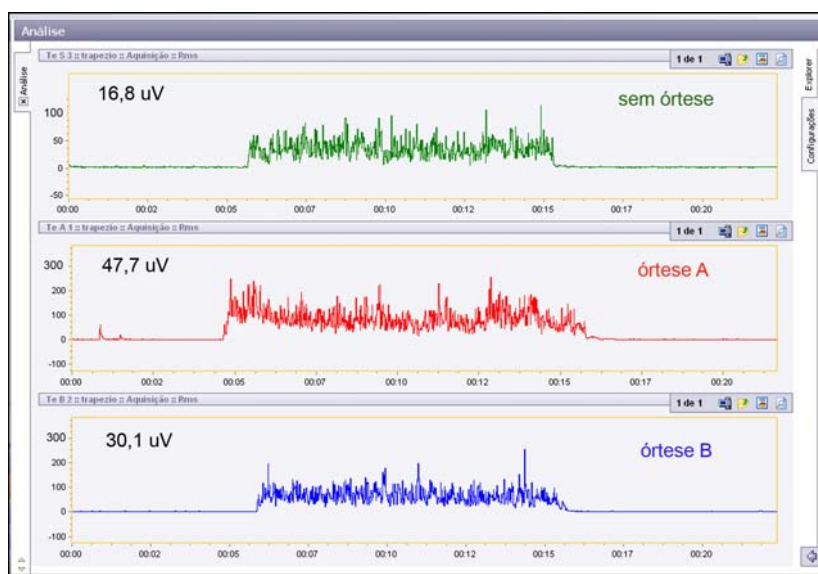


Figura 24. Comparação das amplitudes dos eletromiogramas do trapézio nas diferentes condições do experimento durante a digitação.

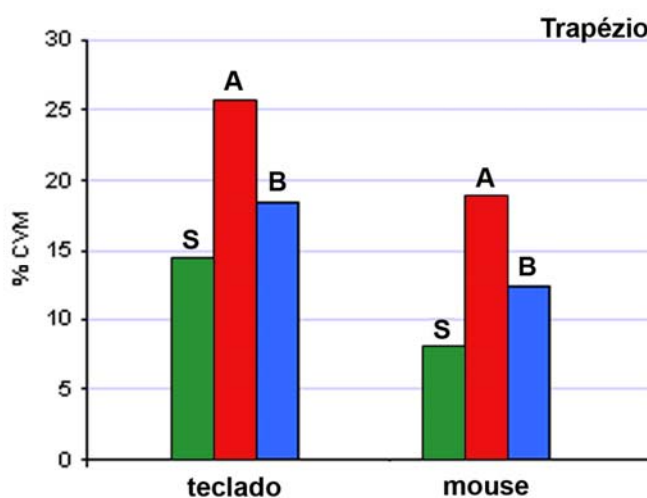


Gráfico 1. Comparação da atividade eletromiográfica do trapézio superior no uso do computador: sem (S) e com a órtese A e a órtese B.

O FSD e o EUC não apresentaram diferenças significativas ($P>0,05$) na digitação com ou sem órteses (Tabela 3). No entanto, o mesmo não ocorreu durante o uso do mouse como apresentado pelos dados da tabela 4: com a órtese A houve um aumento na atividade eletromiográfica do flexor e do extensor ($P<0,05$); e com a órtese B não houve diferença significativa apenas para o FSD quando comparado com a realização dessa tarefa sem órteses (Tabela 4). Não foi observada a diminuição da atividade mioelétrica do EUC quando os sujeitos usaram órteses durante o uso do computador (Gráficos 2 e 3).

Tabela 3. Amplitude da atividade mioelétrica* do FSD e EUC durante a digitação

Músculo	Sem órtese (S)	órtese A (A)	órtese B (B)	Valor de P
FSD	7.86 (3.59)	8.76 (4.89)	7.5 (3.71)	.084 [†]
EUC	20.84 (12.00)	20.76 (12.73)	20.74 (12.32)	.676 [†]

* média (desvio padrão) – em porcentagem

† Teste de Friedman

Tabela 4. Amplitude da atividade mioelétrica* do FSD e EUC no uso do mouse.

Músculo	Sem órtese (S)	órtese A (A)	órtese B (B)	Valor de P
FSD	5.84 (3.52)	8.84 (6.73)	6.81 (5.10)	.002 [†] .089 [‡]
EUC	12.95 (7.59)	14.64 (8.62)	14.68 (8.86)	.005 [†] .316 [§]

*média (desvio padrão) – em porcentagem

†Teste de Friedman; ‡Teste de Wilcoxon (S,B); § Teste de Wilcoxon (A,B).

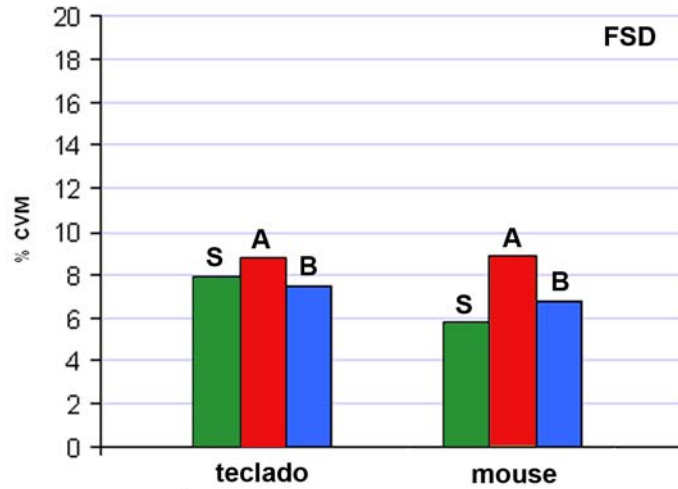


Gráfico 2. Comparação entre atividade eletromiográfica do músculo flexor superficial dos dedos (FSD) no uso do computador nas condições: S – sem órtese; A – com a órtese A; B – com a órtese B.

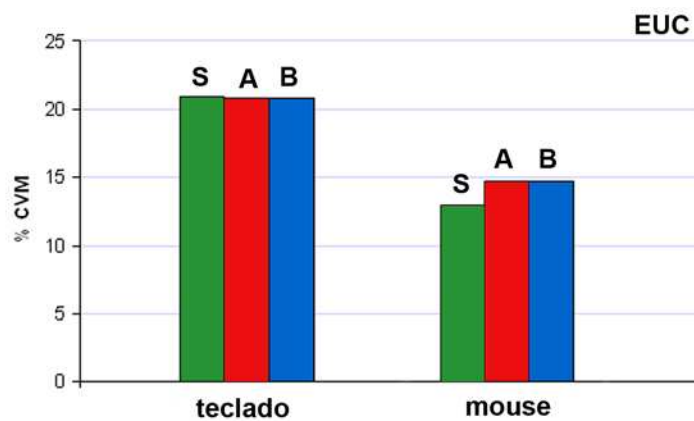


Gráfico 3. Comparação entre atividade eletromiográfica do músculo extensor ulnar do carpo (EUC) durante o uso do computador nas condições: S – sem órtese; A – com a órtese A; B – com a órtese B.

DISCUSSÃO

5. DISCUSSÃO

Este estudo que investigou o comportamento muscular de usuários de computador justifica-se pelo fato de ser significativo o número de pessoas acometidas pelos DME no membro superior relacionadas ao uso do computador. Apesar desse fenômeno, a informatização tem papel importante nas conquistas alcançadas na atualidade e em praticamente todo o mundo essa área tem sido incentivada e desenvolvida como meio de comunicação e de trabalho. O uso de computadores pessoais tem se alastrado consideravelmente no cotidiano dos indivíduos, tanto pelos usuários habituais desses equipamentos em casa, como pelas empresas particulares e instituições públicas. No Brasil, algumas medidas preventivas quanto aos agravos músculo-esqueléticos relacionados ao uso do computador estão sendo abordadas em diferentes níveis. No âmbito governamental existem normas técnicas para orientação das empresas que ajudam a estabelecer parâmetros para a prevenção desses distúrbios, porém, essa atenção depende da participação e compromisso dos atores envolvidos, em vários níveis de ação (Brasil, 2003). Observa-se também, através dos meios de comunicação, que as indústrias de periféricos e mobiliários têm lançado modelos e equipamentos com designs que atendem a algumas das necessidades ergonômicas. Há empresas que investem em programas de saúde preventivos com resultados positivos (Santos et al., 2005) embora se constate críticas na implementação de alguns métodos que direcionam ações pontuais e isoladas (Maciel et al., 2005). Como ocorre para a maioria dos usuários, o modelo de mouse e teclado, bem como do mobiliário utilizado nesta pesquisa, foram os mais comumente utilizados.

Quanto à escolha dos músculos investigados nesta pesquisa, vêm ao encontro da prática clínica de cirurgiões e reabilitadores em que se observa o acometimento freqüente da musculatura do antebraço e da região cervical em usuários de computador. Nessa população, as queixas estão relacionadas ao

comprometimento das fibras superiores do músculo trapézio, do músculo extensor ulnar do carpo e do músculo flexor superficial dos dedos.

Neste estudo utilizou-se a expressão “distúrbios músculo-esqueléticos (DME)” para designar as diversas sinónimas como “lesão por esforços repetitivos (LER)”, “Alterações ou distúrbios ósteo-musculares (DOM)”, “síndromes dolorosas” ou “síndrome de disfunção do movimento”. Nesta proposta, a abordagem desses distúrbios restringiu-se ao enfoque clínico e funcional relacionado aos membros superiores e ao uso do computador. As questões referentes ao trabalho profissional e suas complexas implicações psicossociais não foram foco e objeto deste trabalho.

Investigar a musculatura acometida através da eletromiografia de superfície requer uma metodologia cuidadosa, e para tanto, esta pesquisa foi orientada segundo as recomendações do SENIAM e ISEK. Para estudos dessa natureza, também se devem minimizar variáveis que podem interferir nos sinais de EMG e que são determinantes na captação e análise desses sinais. Condições fisiológicas e anatômicas dos participantes, a localização e colocação dos eletrodos, as orientações posturais e controle dos movimentos durante as tarefas e as condições do ambiente para a coleta de dados foram levados em consideração. O rigor dos critérios metodológicos adotados neste estudo foi importante para que a inclusão das órteses nos procedimentos tenha sido o principal fator de alteração dos sinais eletromiográficos.

Basmajian et al. (1985) e De Luca (1997) afirmam que as variáveis, idade e índice de massa corporal são dois fatores que podem interferir nos sinais da EMG. Laursen e Jensen (2000) verificaram que a idade interfere na atividade muscular ao compararem a atividade muscular do ombro entre jovens (média de idade de 25 anos) e idosos (média de 63 anos), constatando que nas pessoas mais velhas a solicitação muscular é maior e apresenta maior atividade eletromiográfica. Para evitar esse efeito e ter uma representatividade mais fiel da atividade eletromiográfica, a amostra trabalhada foi homogênea em relação à idade.

Procurou-se conseguir a mesma homogeneidade quanto ao IMC visto que De Luca (1997), Farina e Rinoldi (1999), Sodeberg (2000), Kamen (2004) e Konrad (2005) afirmam que o volume do tecido adiposo afeta os sinais mioelétricos. O tecido que fica entre o músculo pesquisado e os eletrodos de superfície tem um efeito de filtro passa-baixa, ou seja, a alta frequência dos potenciais de ação das fibras musculares é atenuada. Mesmo para pequenas distâncias entre o músculo e os eletrodos, ocorre uma perda da intensidade do sinal (Kamen, 2004). Assim, com a exclusão de sujeitos obesos neste estudo, foi possível obter dados mais representativos.

Em continuidade com o raciocínio da amostra homogênea, consideraram-se também os parâmetros clínicos que alteram a atividade elétrica muscular, isto pode ocorrer quando há aumento ou supressão do fluxo sanguíneo, alterações metabólicas, mudanças de temperatura e na presença de processos inflamatórios. Os indivíduos podem estar sujeitos a essas condições quando praticam excessivamente exercícios físicos, fazem uso de medicações, apresentam sintomas de dor, circunstâncias que atuam nas trocas eletrolíticas do sistema muscular (Kamen, 2004). A fadiga muscular também é um fenômeno que altera o metabolismo local. Todavia, isto foi controlado pelo fato das tarefas serem rápidas e entre cada uma delas haver um tempo de repouso que foi favorecido pela constante troca das órteses dada pela randomização das tarefas.

Em estudos com humanos, as variações anatômicas sempre devem ser consideradas e, em se tratando de registros eletromiográficos no antebraço, também se deve levar em conta a presença do fenômeno “crosstalk”. Esses aspectos estão diretamente relacionados à manutenção do local de colocação dos eletrodos de superfície para a captação dos sinais. Para superar essa possível variação de dados a localização dos eletrodos não foi alterada durante a realização da experiência, feita em uma única sessão de avaliação. Ainda assim, sabe-se que a melhor localização de cada músculo investigado, cuidadosamente pesquisado pelos testes musculares, não anula a ocorrência de “crosstalk” na região de músculos pequenos e próximos. Os sinais gerados representam grupos

musculares e não apenas sinais dos músculos investigados e por essa razão alguns estudos adotam a terminologia “flexores ou extensores do antebraço” ou “massa muscular flexora ou extensora” ao invés de usar a denominação anatômica dos músculos isolados (Mogk e Keir, 2003). Neste estudo, os eletrodos foram posicionados nos músculos escolhidos para investigação e, por esse motivo, foi mantida a denominação individual para cada músculo, ou seja, TPZ, EUC e FSD, o que favorece a reprodução da pesquisa. O EUC é um músculo fino, muito próximo aos músculos extensor radial curto do carpo e extensor radial longo do carpo e são todos recrutados durante o uso funcional da mão. O mesmo ocorre com os sinais do FSD que também podem ser influenciados pela contração sinérgica e muito próxima do músculo flexor profundo dos dedos como constatado por Johanson et al (1998). Essa mistura de sinais poderia ter sido amenizada caso fossem utilizados eletrodos de três barras, duplo diferencial, para remover os sinais dos músculos vizinhos como sugerido por De Luca (1997). A técnica de aquisição, com eletrodos colocados circunferencialmente em torno do antebraço, associado à análise com equações matemáticas, também poderiam corrigir essa mistura de sinais como salientado por Mogk e Keir (2003) e Mogk e Keir (2006). Porém, tanto o uso do eletrodo duplo diferencial como a aplicação de maior número de eletrodos no antebraço impediria a aplicação das órteses durante o experimento. Este estudo não envolveu análises sobre as fases dos movimentos, velocidade ou coordenação no recrutamento dos grupos musculares e os objetivos propostos se limitaram a quantificar a amplitude durante a realização de uma atividade completa e não de ciclos ou etapas definidas da atividade. Essas razões justificaram os procedimentos e instrumentação apresentada na metodologia.

A situação de estresse eventualmente gerada em momentos de avaliação em testes quantitativos durante desempenhos funcionais poderiam gerar um estado psicológico e emocional que, segundo Visser et al. (2004), aumentaria a demanda muscular e conseqüente alteração da EMG. Procurou-se, então, deixar os participantes tranquilos durante o procedimento, enfatizando-se o respeito ao ritmo e à habilidade de cada um.

Em relação aos movimentos a serem executados durante as tarefas, procurou-se reproduzir os padrões normais de movimentos do membro superior utilizando-se como orientação a posição ergonômica de forma a manter a estabilidade do tronco e do membro inferior. O mesmo poderia acontecer com a mudança de mobiliário e equipamentos alterando o hábito de manipulação do mouse e do teclado. Por isso, condições similares às habituais foram oferecidas, com mouse e teclado de modelos padronizados e o uso de cadeiras sem apoio de braços. Os participantes não foram treinados para o uso das órteses porque esta é a condição que freqüentemente os pacientes enfrentam. Quando eles iniciam o tratamento com órteses, em geral, as utilizam imediatamente, sem períodos de adaptação para executar as funções do cotidiano ou suas atividades profissionais. Esse controle e orientações posturais objetivaram minimizar as grandes variações de movimento durante a realização das tarefas propostas.

A escolha dos modelos do teclado e do mouse, bem como da escrivaninha e da cadeira regulável sem suportes para os braços foi estabelecida não apenas por serem os mais freqüentemente utilizados como também por estudos que demonstram a possível interferência desses aspectos no esforço muscular. A altura da cadeira foi regulada conforme a necessidade de cada participante de forma a manter a altura da escrivaninha e do monitor compatíveis com as distâncias e amplitudes articulares preconizadas por Montgomery (1998). Zennaro et al. (2004) em experimento com trabalhadores de escritório verificaram aumento na duração de contração do músculo trapézio quando há elevação da altura da escrivaninha durante a digitação. Por outro lado, o uso de suportes para os braços diminui a atividade eletromiográfica do trapézio (Visser et al., 2000).

Os diferentes modelos de mouse promovem a variação do ângulo de apoio da mão, o que pode levar a alteração da atividade eletromiográfica dos músculos do membro superior conforme apresentado nos estudos de Aaras, (1997), Gustafsson e Hagberg (2003) e Chen e Leung (2007).

Assim, com os cuidados relacionados a esses fatores de interferência e uma vez fixados os parâmetros de todo o experimento, acreditam-se que a

inclusão das órteses foi a principal variável que ocasionou interferência significativa na atividade muscular dos participantes.

Bulthaupt et al. (1999) e Burtner et al. (2003) observaram o aumento de sobrecarga nos grupos musculares da região proximal do membro superior quando se impõe uma restrição nos movimentos do punho com órteses, o que foi confirmado nos resultados relacionados ao aumento da atividade eletromiográfica do trapézio. No entanto, deve-se considerar que as tarefas realizadas pelos autores se configuraram em diferentes demandas musculares e com diferentes populações. Bulthaupt et al. (1999) utilizaram objetos de preensão grossa com movimentos de levantar o objeto de uma mesa, virá-lo para baixo, simulando o esvaziamento de seu conteúdo e novamente colocá-lo na mesa. Burtner et al. (2003) realizaram testes de força com dinamômetro e teste de preensão em pinça com pequenos objetos, com pacientes com artrite reumatóide.

Como não é observada na prática clínica a atenção aos cuidados preventivos com a musculatura cervical e do ombro, mesmo em alguns protocolos de tratamento recentes, nos quais as órteses são indicadas (Callinan, 2005), os resultados sugerem que se deve ter atenção especial na avaliação postural e funcional dos pacientes que usam órteses de punho durante o uso do computador. A monitoração e o treinamento para adaptação às órteses podem detectar compensações, desvios posturais e prevenir a fadiga do trapézio. Em concordância com Callinan (1999), ao analisar o estudo de Bulthaupt (1999), é necessário enfatizar a restrição da indicação de órteses de punho para pacientes que apresentam concomitantemente distúrbios na região proximal e distal do membro superior, o que poderia agravar os sintomas proximais.

A expectativa neste estudo, advinda tanto da experiência clínica de muitos anos quanto da literatura especializada, não foi atendida, pois as órteses não promoveram o repouso do EUC. O uso das órteses aumentou a atividade eletromiográfica do extensor durante a movimentação dos dedos. Esses resultados já tinham sido alertados nas pesquisas de Jansen (1997), Bulthaupt et al. (1999) e Johansson et al. (2004). Jansen (1997), estudando a influência de três

tipos de órteses, observou que apenas a órtese do tipo circular reduzia a carga da musculatura extensora do antebraço. Rodrigues et al. (2007) consideraram que essa órtese circular apresenta maior área de suporte nas regiões volar e dorsal que, combinadas, podem ter proporcionado uma imobilização mais efetiva e ter contribuído para a estabilização mais eficaz do punho.

Bulthaupt et al. (1999) observaram, em sua pesquisa, que houve aumento da demanda muscular dos extensores do punho com órtese longa e a manutenção da atividade mioelétrica com a órtese curta. O mesmo fenômeno ocorreu na pesquisa de Johansson (2004) quando utilizou as atividades com ferramentas e uso da força. Novamente deve-se considerar que, nesses estudos, há variações metodológicas no que se refere aos modelos de órteses e atividades realizadas pelos participantes.

Fess et al. (2004), Wilton (1997) e Lawton (2000) defendem a adoção das órteses longas e volares ou circunferenciais, cujos princípios biomecânicos e funcionais, dados pelas órteses customizadas, podem viabilizar estabilidade e apoio para atingir o repouso muscular no antebraço. No entanto, os resultados desta pesquisa não corroboram essas afirmações.

Hägg e Milerad (1997), em estudos sobre a fadiga em trabalhadores que fazem trabalhos repetitivos, também sugerem que estabilizadores de punho poderiam minimizar a carga dos músculos extensores. No entanto, devem-se considerar os estudos de Van Elk (2004) quando afirma que o apoio na palma da mão para diminuir a atividade sinérgica dos extensores diante de uma força de preensão deve ser dinâmico e não passivo. Em sua pesquisa, esse apoio é fornecido pela carga de um dispositivo que atua a favor do movimento extensor do punho. A órtese longa na região volar apenas apóia a mão bloqueando a flexão do punho, de forma passiva, não realizando uma força ativa de extensão dessa articulação, o que poderia explicar a sua ineficiência para alcançar o repouso da musculatura extensora.

Ao contrário dos resultados deste estudo, o repouso do EUC foi observado por Burtner et al. (2003), em pesquisa realizada com cinco pacientes com artrite reumatóide, com tempo médio de evolução da doença de 16,2 anos, em que realizou testes de força e de função manual com órteses de posicionamento do punho. Nesse estudo, os autores não esclareceram o tempo de uso das órteses para esses pacientes que são doentes crônicos, que poderiam estar funcionalmente adaptados, finalidade primordial desse recurso para esses casos. A adaptação ao uso da órtese é fator relevante no desempenho funcional mostrado pelos pacientes (Callinam, 1999).

Em relação aos músculos flexores dos dedos, os poucos estudos têm relatado que as órteses comerciais não afetam significativamente a demanda muscular durante a preensão e flexão dos dedos (Stern, 1996; Burtner et al., 2003). No entanto, órteses longas e rígidas apresentam um aumento nos registros eletromiográficos durante a força de preensão como descrito por Johansson et al. (2004). Nesses estudos as tarefas executadas relacionavam-se a preensão e força, com ferramentas e objetos de preensão variados. No presente estudo, ocorreu o mesmo fenômeno no FSD durante a digitação e o uso do mouse, ou seja, com a órtese comercial não houve aumento da atividade eletromiográfica. No entanto, o oposto ocorreu quando foi usada a órtese rígida, feita sob medida. Os resultados alertam para uma avaliação criteriosa do tipo ou modelo de órtese que deve ser mais indicado para as atividades no computador, quando a musculatura flexora apresentar indícios de fadiga ou desconfortos.

Do ponto de vista da Terapia Ocupacional ou da Terapia da Mão, é preciso fazer algumas outras considerações quando se analisa o efeito das talas no comportamento muscular do antebraço: o comprimento, o material de que são feitas e a região de apoio sobre a qual atuam. Esses aspectos acreditam-se, afetam diretamente a funcionalidade da mão, pois impedem a movimentação e a percepção sensorial, fatores essenciais no desempenho da habilidade dos participantes durante a realização das tarefas.

O grau de imobilização dado pelas órteses restringe os desvios rotacionais e laterais do punho, o que dificulta o alcance da mão na mobilidade dos objetos. Os splints podem criar um controle que afeta o comportamento motor (Callinan, 1999). A habilidade e a coordenação motora exigida para a perfeita manipulação de objetos estão diretamente relacionadas com o posicionamento do punho e depende do mecanismo sinérgico da musculatura flexora e extensora da mão (Caetano, 2000). A órtese inibe o mecanismo de tenodese que permite tensionar equilibradamente os músculos durante a preensão dos dedos e abdução do polegar (Figura 25).

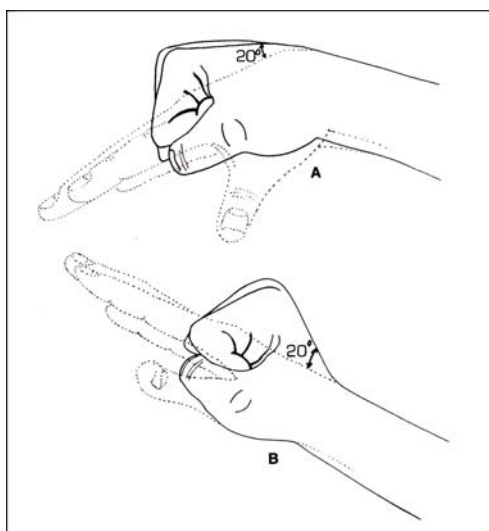


Figura 25. Mecanismo de tenodese: 20° de flexão (A) ou de extensão (B) facilitam a extensão dos dedos com abdução do polegar e a flexão e dos dedos e adução do polegar, respectivamente (Caetano, 2000).

A base de apoio volar não permite a percepção tátil e o reconhecimento sensorial dos objetos, o que requer maior controle na coordenação viso-motora. A imobilização com órteses altera também a propriocepção advindos dos receptores articulares. Esse contato indireto da mão com os objetos acarreta mudanças na coordenação motora e funcionalidade da mão (Stern, 1991 e Callinan, 1999).

É possível que as alterações eletromiográficas encontradas em relação ao uso do mouse devam-se mais pela restrição da órtese que dificulta o contato da região volar da mão, aumentando a demanda do controle neuro-motor. O

aumento na atividade muscular do antebraço está relacionado ao aumento dos movimentos de precisão da mão (Visser et al., 2003). A órtese de termoplástico, rígida e lisa, não permite a preensão com total apoio da mão para manter o objeto firme e com controle na direção e manipulação, o que é dado pelas características próprias do tecido cutâneo (fáscia e receptores sensoriais), e a concavidade da sua arquitetura (arcos da mão). Isto altera a percepção sensorial enviada ao sistema nervoso central, o que pode solicitar maior controle motor. Este é um aspecto a ser investigado em futuros estudos para melhor compreensão desse mecanismo sensório-motor.

Ao analisar os resultados apresentados neste estudo e compará-los com os estudos apresentados pela literatura especializada, aliados a prática clínica, algumas reflexões são necessárias. Muita atenção deve ser direcionada para a escolha do tipo de órtese quando o objetivo terapêutico principal é o repouso muscular, em especial para os usuários de computador. Nem sempre o terapeuta tem acesso ao diagnóstico preciso e não é raro ocorrer a prescrição de órteses para os processos inflamatórios de forma generalizada. Os objetivos de tratamento variam e conseqüentemente as indicações e orientações também. Para os casos de fadiga, de contraturas de tensão ou de sobrecarga muscular, é importante que a órtese auxilie no sentido de aliviar a sobrecarga da musculatura afetada, que o repouso muscular seja o principal objetivo. O posicionamento anatômico oferecido pela órtese para minimizar ou impedir os desvios posturais que podem ocorrer durante a fadiga e agravar os microtraumas também serão contemplados pelo uso da órtese. No entanto, caso a órtese de termomoldável seja a preferida, é essencial que outras medidas terapêuticas complementares possam ser aplicadas para que o repouso ou minimização da sobrecarga muscular seja efetivo.

Há situações em que a imobilização e proteção articular são prioritárias e a órtese rígida e longa deve ser então prescrita, mesmo diante das considerações apresentadas neste estudo. Esta pode ser uma condição necessária, como por exemplo, na síndrome do túnel do carpo em que o objetivo

principal é diminuir os mecanismos de atrito das estruturas tendíneas e minimizar as mudanças de posição que alteram o espaço do túnel entre a arcada óssea do carpo e o ligamento transversal do punho (Mattar e Azze, 1995; Elui et al., 2005). Para esses pacientes é fundamental conhecer a atividade laboral e caso envolva o uso de computadores, os procedimentos de reabilitação deverão contemplar as orientações e cuidados com a região cervical e proximal do membro superior.

Não se pode minimizar ou reduzir a importância da aplicação das órteses que podem ter vários objetivos como diminuir o atrito articular, minimizar o movimento de deslizamentos tendíneos e de nervos, diminuir o estresse de alongamentos musculares excessivos, bloquear movimentos indesejáveis, posicionar anatomicamente as articulações com deformidades, promover a posição funcional da mão, substituir ou auxiliar movimentos de músculos paréticos, manter posicionamentos para favorecer a evolução cicatricial de tecidos. Essas finalidades são apresentadas por Fess e Philips (1987), Lawton (2000), Callinan (2005), Deshaies (2005) e Ferrigno (2007). Os desequilíbrios das estruturas anatômicas e/ou o desenvolvimento de diversas doenças e traumas se beneficiam muito da aplicação de órteses, tanto nos tratamentos conservadores quanto nos tratamentos pré ou pós-cirúrgico. Clínicos e pesquisadores como Baxter-Petralia e Penney (1992), Aiello (1997), Cheshire (2001), Boscheinen-Morrin e Conolly (2001), Cannon (2001), Evans (2002), Griz (2003), Lede e Veldhoven (2004) indicam esses estabilizadores de punho para várias afecções inflamatórias e compressivas como já citado. No entanto, essa compreensão para a indicação de uma órtese nem sempre está clara entre alguns profissionais de reabilitação e, às vezes, observa-se a indicação e confecção indiscriminada de órteses, de tipos e modelos variados. Essa tendência em se escolher a órtese feita sob medida, modelada em material rígido, precisa ser revista.

Embora não se tenha registro na literatura, é consenso, ainda que informal, entre os terapeutas da mão brasileiros, que as órteses comercializadas são, na maioria das vezes, impróprias para uso terapêutico. Esta afirmação precisa ser reconsiderada.

As controvérsias sobre os efeitos das órteses para o punho apontam a necessidade da continuidade de novas investigações na Terapia Ocupacional e na Terapia da Mão. As condições controladas, com intervenções padronizadas em relação às tarefas, aos sujeitos, aos modelos das órteses, à população, à instrumentação de coleta de dados, favorecerão estudos meta-analíticos necessários ao desenvolvimento científico dessas áreas clínicas.

À luz desses resultados, sugerem-se a necessidade de monitoração e treinamento dos pacientes que recebem indicação de órteses para o punho e a necessidade do desenvolvimento de critérios rigorosos para a escolha, indicação e reavaliações periódicas dessas órteses funcionais, especialmente para aqueles que freqüentemente usam o computador.

CONCLUSÃO

6. CONCLUSÃO

Sob condições experimentais, certas atividades eletromiográficas do membro superior foram alteradas pelo uso de órteses para o punho em adultos saudáveis, durante o trabalho com computador.

Observou-se um aumento na atividade mioelétrica do trapézio com o uso de órteses com apoio palmar.

Não houve diferença significativa no flexor superficial dos dedos e no extensor ulnar do carpo durante a digitação, estando-se com ou sem órteses.

Quando os participantes usaram o mouse, o músculo extensor ulnar do carpo apresentou aumento da sua atividade mioelétrica usando-se ambas as órteses e o mesmo ocorreu para o músculo flexor superficial dos dedos quando do uso da órtese de termoplástico.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Aaras A, Ro O. Workload when using a mouse as an input device. Int J Hum Comput Interact 1997; 9:105-18.

Amell TK, Kumar S. Cumulative trauma disorders and keyboarding work. Int J Ind Ergon 1999; 25:69-78.

Aiello B. Wrist and hand tendinitis. In: Clark GL, Wilgis EF, Aiello B, Eckhaus D, Eddington LV. Hand rehabilitation: a practical guide. 2nd ed. New York: Churchill; 1997. p 167-74.

Aiello B. Epicondylitis, In: Clark GL, Wilgis EF, Aiello B, Eckhaus D, Eddington LV. Hand rehabilitation: a practical guide. 2nd ed. New York: Churchill; 1997. p 175-9.

Arndt R. Work pace, stress and cumulative trauma disorders. J. Hand Surg 1987; 12:869-86.

Armstrong TJ, Fine LJ, Goldstein SA. Ergonomics considerations in hand and wrist tendinitis. J Hand Surg 1987; 12:831-37.

Aulicino, PL. Clinical examination of the hand. In: Hunter JM, Mackin EJ, Callahan AD, Skirven TM, Schneider LH, Osterman AL eds . Rehabilitation of the hand and upper extremity. 5th ed, St Louis: Mosby; 2002. p 120-42.

Bäckdahl M, Carlsöö S. Distribution of activity in muscles acting on the wrist (an electromyographic study). Acta Morph Neerl Scand 1961; 4:136-44.

Basmajian JV, De Luca CJ. Muscle Alive: their functions revealed by electromyography. 5th ed. Baltimore: Williams&Wilkins; 1985.

Basmajian JV, Blumenstein R. Electrode placement in electromyographic biofeedback. In: Basmajian,JV. Biofeedback: principles and practice for clinicians, 3th ed. Baltimore: Williams & Wilkins; 1989. p 369-82.

Baxter-Petralia P, Penney V. Cumulative trauma. In: Stanley BG, Tribuzi SM. Concepts in hand rehabilitation. Philadelphia: Davis Co; 1992. p 419-45.

Blatter BM, Bongers PM. Duration of computer use and mouse in relation to musculoskeletal disorders of neck or upper limb. *Int J Ind Erg* 2002; 30:295-306.

Boscheinen-Morrin J, Conolly WB. The hand: fundamentals of therapy, 3thed. Oxford: Butterworth-Heinemann; 2001.

Brand P, Hollister A. Clinical mechanics of the hand. 2nd ed. St Louis: Mosby; 1993.

Brasil, Ministério da Previdência Social. Instrução normativa INSS/DC nº98. Brasília (DF); 2003.

Bulthaupt S, Ciprini DJ, Thomas JJ. An electromyography study of wrist extension orthoses and upper-extremity function. *Am J Occup Ther* 1999; 53:434-40.

Burbank DP, Webster JG. Reducing skin potential motion artifact by skin abrasion. *Med Bio Eng Comput* 1978; 16:31-8.

Burden A, Bartlett R. Normalisation of EMG amplitude: an evaluation and comparison of old and new methods. *Med Eng Phys* 1999; 21:247-57.

Burtner PA, Anderson JB, Marcum ML, Poole JL, Qualls C, Picchiarini MS. A comparison of static and dynamic wrist splints using electromyography in individuals with rheumatoid arthritis. *J Hand Ther* 2003; 16:320-5.

Caetano EB. Anatomia funcional da mão. In: Pardini Jr AG. Traumatismos da mão. 3^a Ed. Rio de Janeiro: Medsi; 2000. p 7-59.

Callinan N. Clinical interpretation of “an electromyography study of wrist extension orthoses and upper-extremity function”. *Am J Occup Ther* 1999; 53:441-4.

Callinan N. Órteses de membro superior. In: Trombly CA, Radomski MV. Terapia Ocupacional para disfunções físicas. 5^aed. São Paulo: Santos; 2005. p 313-50.

Cannon NM. Diagnosis and treatment manual for physicians and therapists: upper extremity rehabilitation. 4th ed. The Hand Rehabilitation Center of Indiana; 2001. p169-73 e 221-37.

Chen HM, Leung CT. The effect on forearm and shoulder muscle activity in using different slanted computer mice. Clin Biomech 2007; 22:518-23.

Cheshire L. Splinting the hand, In: Salter M, Cheshire L. Hand therapy: principles and practice. Oxford: Butterworth-Heinemann; 2000. p 237-62.

Clancy EA, Bouchard S, Rancourt D. Estimation and Application of EMG amplitude during dynamic contractions. IEEE Eng Med Bio. 2001; 20:47-54.

Clancy EA, Morin EL, Merletti R. Sampling, noise-reduction and amplitude estimation issues in surface electromyography. J Electromyogr Kinesiol 2002; 12:1-16.

Cook C, Burgess-Limerick R, Chang S. The prevalence of neck and upper extremity musculoskeletal symptoms in computer mouse users. Int J Ind Ergon 2000; 26:347-56.

Crosby CA, Wehbé MA, Mawr B. Hand strength: normative values. J Hand Surg 1994; 19:665-70.

De Luca CJ. The use surface electromyography in biomechanics. J Appl Biomech 1997; 13:135-63.

De Luca CJ. Surface electromyography: detection and recording, Delsys Inc. 2002.

De Luca CJ. Electromyography. Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation. John Webster Ed. John Wiley Publisher; 2006. p 98-109.

Dembe A. The social history of musculoskeletal disorders. In: Second International Scientific Conference on Prevencion of Work related musculoskeletal Disorders. Montreal, Canadá; 1995.

Deshaies DL. Órteses de Membro Superior. In: Trombly CA. Terapia Ocupacional para disfunções físicas. 5ªed. São Paulo: Santos; 2005. p 313-49.

Diederichsen LP, Nørregaard J, Dyhre-Poulsen P, Winther A, Tufekovic G, Bandholm T et al. The effect of handedness on electromyographic activity of human shoulder muscles during movement. J Electromyogr Kinesiol 2007; 17:410-19.

Elui VMC, Fonseca M, Mazzer N, Mazzer PN, Barbieri CH. Síndromes compressivas no membro superior. In: Freitas PP. Reabilitação da mão, São Paulo: Atheneu; 2005. p 275-99.

Enoka RM. Bases Neuromecânicas da Cinesiologia. São Paulo: Manole, 2000.

Evans RB. Therapist's management of carpal tunnel syndrome. In: Hunter JM, Mackin EJ, Callahan AD, Skirven TM, Schneider LH, Osterman AL eds . Rehabilitation of the hand and upper extremity. 5th ed, St Louis: Mosby; 2002. p 660-9.

Fagarasanu M, Kumar S. Carpal tunnel syndrome due to keyboarding and mouse tasks: a review. Int J Ind Ergon 2003; 31:119-36.

Farina D, Rinoldi A. Compensation of the effect as sub-cutaneous tissue layers on Surface EMG: a simulation study. Med Engineering & Physics, 1999; 21:487-97.

Ferrigno IS. Terapia da Mão: fundamentos para a prática clínica. São Paulo: Ed.Santos; 2007.

Fess EE, Gettle K, Philips CA, Janson R. Hand and upper extremity splinting: principles and methods. 3rd ed. St.Louis: Mosby; 2004.

Fess EE. Grip Strength. In: American Society of Hand Therapists. Clinical Assessment Recommendations. 2nd ed. Chicago; 1992. p 41-5.

Firrell JC, Crain GM. Which setting of the dynamometer provides maximal grip strength? J Hand Surg. 1996; 21:397-401.

Fisher TF. Preventing Upper Extremity Cumulative Trauma Disorders. AAOHN Journal 1998; 46: 296-301.

Freitas PP. Tenossinovites no punho e na mão. In: Freitas PP. Reabilitação da mão. São Paulo: Atheneu; 2005. p 337-50.

Freitas PP. Tendinites no cotovelo. In: Freitas PP. Reabilitação da mão. São Paulo: Atheneu; 2005. p 351-363.

Fulcher SM; Kiefhaber TR; Stern PJ. Upper extremity tendonitis and overuse syndromes in the athlete. Clin Sports Med 1998;17:433-8.

Gadelha AP. Impacto previdenciário e ocupacional da incapacidade para o trabalho por doenças osteomusculares em sete ramos de atividade, Brasil, 2002. [Dissertação]. Brasília (DF): Universidade de Brasília; 2006.

Gerr F, Marcus M, Monteilh C. Epidemiology of musculoskeletal disorders among computer users: lesson learned from the role of posture keyboard use. J Electromyogr Kinesiol 2004; 14:5-31.

Griz ML. Síndrome do túnel do carpo. In: Tatagiba M, Mazzer N, Aguiar PH, Pereira CU. Nervos periféricos: diagnóstico e tratamento clínico e cirúrgico. Rio de Janeiro: Revinter; 2003. p 76-87.

Gustafsson E, Hagberg M. Computer mouse use in two different hand positions: exposure, confort, exertion and productivity. Appl Ergon 2003; 34:107-13.

Hägg GM, Milerad E. Forearm extensor and flexor muscle exertion during simulated gripping work – an electromyographic study. Clin Biomech 1997; 12:39-43.

Hägg GM, Öster J, Byström S. Forearm muscular load and wrist angle among automobile assembly line workers in relation to symptoms. *Appl Ergon* 1997; 28:41-7.

Hägg GM, Luttmann A, Jäger M. Methodologies for evaluating electromyographic field data in ergonomics. *J Electromyogr Kinesiol* 2000; 10:301-12.

Harvey R , Peper E,. Surface electromyography and mouse use position. *Ergonomics* 1997; 40:781-9.

Helfenstein Junior M, Prevalência da síndrome da fibromialgia em pacientes diagnosticados como portadores de lesões por esforços repetitivos (LER) [Tese – Doutorado]. São Paulo (SP): Universidade Federal de São Paulo; 1997.

Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G. European recommendations for surface electromyography – SENIAM 8. Enschede: Roessing Research and Development B V 1999.

Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G, et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 2000;10:361-74.

Jansen CW, Olson SL, Hasson SM. The effect of use of a wrist orthosis during functional activities on surface electromyography of the wrist extensors in normal subjects. *J Hand Ther* 1997; 10:283-9.

Jensen C, Finsen L, Sogaard K, Christensen H. Musculoskeletal symptoms and duration of computer and mouse use. *Int J Ind Ergon* 2002; 30:265-75.

Johanson ME, James MA, Skinner SR. Forearm muscle activation during power grip and release. *J Hand Surg Am* 1998; 23:938-44.

Johanson L, Björing G, Hägg, GM. The effect of wrist orthoses on forearm muscle activity. *Appl Ergon* 2004; 35:129-36.

Kamen, G. Electromyographic Kinesiology. In: Robertson DG, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G, Whittlesey SN. Research methods in biomechanics. Illinois: Human Kinetics; 2004. p 163-81.

Keller K, Corbett J, Nichols, D. Repetitive strain injury in computer keyboard users. J Hand Ther 1998; 11:9-26.

Kendall FP, Kendall Mc Creary EK. Músculos: provas e funções. 4^a ed. Baltimore: Williams & Wilkins; 1993.

Kohn AF, Mezzarane RA. Métodos em eletromiografia. In: Métodos em Neurociências e Comportamento, São Paulo: Ed. Ventura & Sameshima, 2005 (no prelo).

Konrad, P The ABC of EMG – a practical introduction to kinesiological electromyography. Version 1.0. Noraxon Inc. USA. april 2005.

Laursen B, Jensen BR. Shoulder muscle activity in young and older people during a computer mouse task. Clin Biomech 2000; 15: 30-3.

Lawton S. Upper limb splinting for rheumatoid arthritis. In: Salter M, Cheshire L. Hand Therapy: principles and practice. Oxford: Butterworth Heinmann; 2000. p 293-305.

Lede P, Veldhoven, G. Therapeutic hand splints: a rational approach. Leuven, Belgium: Provan bvba; 2004. p 29-35.v.2.

Lee,T-H. Ergonomic comparison of operating a built-in touch-pad pointing device and trackball mouse on posture and muscle activity. Perceptual and Motor Skills 2005; 101: 70=30-736.

Lin M-I, Liang H-W, Lin K-H, Hwang YH. Electromyographical assessment on muscular fatigue – an elaboration upon repetitive typing activity. Electromyogr Kinesiol 2004; 14:661-669.

Long C. Intrinsic-extrinsic muscle control of the fingers. J Bone Joint Surg 1968; 50:973-84.

Long C, Brown ME, Electromyographic kinesiology of the hand: muscles moving the long finger. J Bone Joint Surg 1964; 46:1683-706.

Long C, Conrad PW, Hall EA, Furler SL. Intrinsic-extrinsic muscle control of the hand in power grip and precision handling: an electromyographic study. J Bone Joint Surg 1970; 52:853-67.

Lowe W. A model for alternative treatment of cumulative trauma disorders. AAOHN Journal 1999; 47:175-86.

Maciel RH, Albuquerque AM, Melzer AC et al. Quem se beneficia dos programas de ginástica laboral? Cad Psicol Soc Trab 2005; 8:71-86.

Magalhães LV. A dor da gente: representações sociais sobre as lesões por esforços repetitivos [Tese - Doutorado]. Campinas (SP), Universidade Estadual de Campinas;1998.

Maier MA, Hepp-Reymond MC. EMG activation patterns during force production in precision grip:I. Contribution of 15 finger muscles to isometric force. Exp Brain Res 1995; 103:108-22.

Marklin RW, Simoneau GG. Effect of setup configurations of split computer keyboard on wrist angle. Phys Ther 2001; 81:1038-48.

Mathiassen SE, Winkel J, Hägg GM. Normalization of surface EMG amplitude from the upper trapezius muscle in ergonomic studies – a review. J Electromyogr Kinesiol 1995; 5:197-226.

Matsushita, N, Handa Y, Ichie M, Hoshimiya N. Electromyogram analysis and electrical stimulation control of paralyzed wrist and hand. J Electromyogr Kinesiol 1995; 5:117-28.

Mattar Junior R, Azze RJ. Conduta médica nas lesões por esforços repetitivos. In: Codo W, Almeida MCGG. Lesões por esforços repetitivos. Petrópolis: Vozes; 1995. p 59-88.

Mc Farland GB, Krusen UL, Weathersby HT. Kinesiology of selected muscles acting on wrist: electromyographic study. Arch Phys Med Rehabil 1962; 43: 165-71.

Merletti R. Standards for Reporting EMG Data. J Electromyogr Kinesiol 1999; 9(1): III-IV.

Milerad, E. Forearm extensor and flexor muscle exertion during simulated gripping work-an electromyography study. Clin Biomech, 1997; 12:39-43.

Mogk JP, Keir PJ. Crosstalk in surface electromyography of the proximal forearm during gripping tasks. J Electromyogr Kinesiol 2003; 13:63-71.

Mogk JP, Keir PJ. Prediction of forearm muscle activity during gripping. Ergonom 2006; 49:1121-30.

Montgomery K. End your carpal tunnel pain without surgery. Nashville: Rutledge Hill Press; 1998.

O'Neill M J. Quando a direita vacilou. São Paulo: Press news editorial.1. Ed. 1998.

Ortiz-Hernández L, Tamez-González S, Martinez-Alcántara S, Méndez-Ramírez I. Computer use increases the risk of musculoskeletal disorders among newspaper office workers. Arch Med Res 2003; 34:331-42.

Portney L. Eletromiografia e testes de velocidade de condução nervosa. In: O'Sullivan SB; Schmitz TJ. Fisioterapia: Avaliação e Tratamento. 4ª ed. São Paulo: Manole; 2004, p.213-56.

Punnett, L. Bergqvist,U. National Institute for Working Life-ergonomic expert committee document no.1 Visual display unit work and upper extremity

musculoskeletal disorders. A review of epidemiological findings. National Institute for Working Life, Solna, Sweden, 1997.

Rempel DR, Tittiranonda P, Burasteno S, Hudes M, So Y.. Effect of keyboard keyswitch design on hand pain. JOEM 1999; 41:111-19.

Rodrigues AM, Miranda AD, Pereira GS, Leal VA, Ávila AF. Analysis of the effects of the use of wrist orthoses in the forearm musculature: a commented literature review. Rev Ter Ocup Univ São Paulo 2007; 18:30-7.

Sahrmann AS. Diagnóstico e tratamento das síndromes de disfunções dos movimentos. São Paulo: Ed.Santos; 2005.

Santos H, Claret N, Perreira T, Pombeiro O. DORT em usuários de computadores [on-line]. Sociedade Paranaense de Ensino em Informática, Faculdades SPEI. Curitiba; 2005. [acesso em 12 set. 2009]; disponível em:http://www.assespropr.org.br/uploadAddress/Dort_em_usuários_de_computador.pdf.

Sauter SL, Schleifer M, Knutson S. Work posture, workstation design and musculoskeletal discomfort in a VDT entry task. Human Factor 1991; 33:151-67.

Settimi MM, Silvestre MP. Lesões por esforços repetitivos (LER): um problema da sociedade brasileira. In: Codo W, Almeida MCCG. Lesões por esforços repetitivos. Petrópolis: Vozes; 1995. p 321-55.

Simoneau GG, Markin RW, Monroe JF. Wrist and forearm postures of users of conventional computer keyboards. Human Factors 1999; 41:413-24.

Snijders CJ, Volkers ACW, Michelse K, Vleemming A. Provocation of epicondylalgia lateralis (tennis elbow) by power grip or pinching. Med Sci Sports Exerc, 1987, 19: 518-23.

Soderberg GL A guide for use and interpretation of kinesiological electromyographic data. Phys Ther 2000; 80(5):484-98.

- Spalteholz W. Atlas de Anatomía Humana. 2ª ed. Barcelona: Labor; 1965.
- Stern EB. Wrist Extensor Orthoses: dexterity and grip strength across four styles. Am J Occup Ther 1991; 45:42-9.
- Stern EB. Grip strength and finger dexterity across five styles of commercial wrist orthoses. Am J Occup Ther 1996; 50:32-8.
- Straker L, Pollock C, Burgess-Limerick R, Skoss R, Coleman J. The impact of computer display height and desk design on muscle activity during information technology work by young adults. J Electromyogr Kinesiol 2007, doi:10.1016/j.jelekin.2006.09.015
- Stralka SW, Jackson JA, Lewis AR. Treatment of hand and wrist pain: A randomized clinical trial of high voltage pulsed, direct current built into a wrist splint. AAOHN J 1998; 46(5):233-36.
- Strong P. Biophysical measurements. Tektronix, Beaverton, OR, 1973, p 295.
- Szeto GP, Lee R. An ergonomic evaluation comparing desktop, notebook, and subnotebook computers. Arch Phys Med Rehabil 2002; 83:527-32.
- Tam HW, Webster JG. Minimizing electrode motion artifact by skin abrasion. IEEE Trans Biomed Eng 1977; 24:134-9.
- Tittiranonda P, Burastero S, Rempel D. Risk factors for musculoskeletal disorders among computer users. Occup Med State Art Review 1999; 14:17-38.
- Treaster D, Marras WS, Burr D, Seedy JE, Hart D. Myofascial trigger point development from visual and postural stressors during computer work. J Electromyogr Kinesiol 2006; 16:115-124.
- Van Elk N, Faes M, Degens H, Kooloos JG, Lint JA, Hopman MT. The application of an external wrist extension force reduces electromyographic activity of wrist extensor during gripping. J Orthop Sports Phys Ther 2004; 34:228-34.

Veiersted KB. Sustained muscle tension as a risk factor for trapezius myalgia. *Int J Ind Ergon* 1994; 14:333-9.

Visser B, Korte E, Kraan I, Kuijer P. The effect of arm and wrist supports on the load of the upper extremity during VDU work. *Clin Biomech* 2000; 15(S1):34-8.

Visser B, Looze MP, Veeger D, Douwes M, Groenesteijn L, Korte E, Dieën J. The effects of precision demands during a low intensity pinching task on muscle activation and load sharing of the fingers. *J Electromyogr Kinesiol* 2003; 13:149-57.

Visser B, Looze MP, De Graaff MP, van Dieën JH. Effects of precision demands and mental pressure on muscle activation and hand forces in computer mouse tasks. *Ergonomics* 2004; 2:202-17.

Yeng LT. Reabilitação em lesões por esforços repetitivos. In: Codo W, Almeida MC. L.E.R.-lesões por esforços repetitivos. Petrópolis: Vozes; 1995. p 89-107.

Yunus M B. Fibromyalgia syndrome and myofascial pain syndrome: clinical features, laboratory tests, diagnosis, and pathophysiological mechanisms, in: E.S. Rachlin (Ed.), *Myofascia Pain and Fibromyalgia*, Mosby, St. Louis, 1994.

Webster J G. Reducing motion artifacts and interference in biopotential recordings. *IEEE Trans Biomed Eng* 1984; 31:82306.

Werner RA, Armstrong TJ, Carpal tunnel syndrome – ergonomic risk factors and intracarpal canal pressure. *Phys Med Rehab Clin [Am]* 1997; 8:555-69.

Wilton JC. *Hand Splinting: principles of design and fabrication*. Philadelphia: Saunders; 1997.

Zennaro D, Läubli T, Krebs D, Krueger H, Klipstein A. Trapezius muscle motor unit activity in participants during finger tapping using properly and improperly adjusted desks. *Hum Factors* 2004; 46:252-66.

ANEXO

8. ANEXO: Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa.



FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

www.fcm.unicamp.br/pesquisa/etica/index.html

CEP, 09/12/08.
(Grupo III)

PARECER CEP: N° 861/2007 (Este n° deve ser citado nas correspondências referente a este projeto)
CAAE: 0617.0.146.000-07

I - IDENTIFICAÇÃO:

PROJETO: “ELETROMIOGRAFIA DO MEMBRO SUPERIOR NA ESCRITA E NO USO DO COMPUTADOR: ESTUDO COMPARATIVO ENTRE DUAS ÓRTESES PARA O PUNHO”.

PESQUISADOR RESPONSÁVEL: Iracema Serrat Vergotti Ferrigno

INSTITUIÇÃO: Hospital das Clínicas / UNICAMP

APRESENTAÇÃO AO CEP: 09/11/2007

APRESENTAR RELATÓRIO EM: 27/11/08 (O formulário encontra-se no *site* acima)

II - OBJETIVOS

Avaliar o nível de recrutamento e tensão dos músculos trapézio superior, bíceps braquial, extensores e flexores do carpo durante a função manual com e sem o uso de órtese para o punho e comparar o comportamento muscular no uso de dois tipos de órteses funcionais para repouso do punho, através da avaliação eletromiográfica não invasiva.

III - SUMÁRIO

Trata-se de estudo clínico de intervenção com 60 voluntários sadios adultos sem antecedentes de doenças músculo-esqueléticas que se submeterão à entrevista padronizada e efetuarão as tarefas solicitando as musculaturas referidas e o exame eletromiográfico não invasivo. O estudo não utilizará nenhuma técnica diagnóstica invasiva e nenhuma intervenção terapêutica com efeitos adversos.

IV - COMENTÁRIOS DOS RELATORES

Estudo de intervenção utilizando técnicas de solicitação de esforço muscular dentro do razoável, sem risco de lesão evidente, avaliando resultados com técnica eletromiográfica não invasiva, em voluntários sadios recrutados entre estudantes universitários. Termo de Consentimento Livre e Esclarecido adequado para o tipo de estudo.

Recomendação: Não refere a qual instituição os estudantes estão vinculados, o tipo de vínculo (graduação, aprimoramento, pós) e qual é a relação do pesquisador com estes estudantes?

V - PARECER DO CEP

Comitê de Ética em Pesquisa - UNICAMP
Rua: Tessália Vieira de Camargo, 126
Caixa Postal 6111
13084-971 Campinas – SP

FONE (019) 3521-8936
FAX (019) 3521-7187
cep@fcm.unicamp.br



O Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências Médicas da UNICAMP, após acatar os pareceres dos membros-relatores previamente designados para o presente caso e atendendo todos os dispositivos das Resoluções 196/96 e complementares, resolve aprovar sem restrições o Protocolo de Pesquisa, bem como ter aprovado a dispensa do Termo do Consentimento Livre e Esclarecido, assim como todos os anexos incluídos na Pesquisa supracitada.

O conteúdo e as conclusões aqui apresentados são de responsabilidade exclusiva do CEP/FCM/UNICAMP e não representam a opinião da Universidade Estadual de Campinas nem a comprometem.

VI - INFORMAÇÕES COMPLEMENTARES

O sujeito da pesquisa tem a liberdade de recusar-se a participar ou de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuízo ao seu cuidado (Res. CNS 196/96 – Item IV.1.f) e deve receber uma cópia do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, na íntegra, por ele assinado (Item IV.2.d).

Pesquisador deve desenvolver a pesquisa conforme delineada no protocolo aprovado e descontinuar o estudo somente após análise das razões da descontinuidade pelo CEP que o aprovou (Res. CNS Item III.1.z), exceto quando perceber risco ou dano não previsto ao sujeito participante ou quando constatar a superioridade do regime oferecido a um dos grupos de pesquisa (Item V.3.).

O CEP deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo (Res. CNS Item V.4.). É papel do pesquisador assegurar medidas imediatas adequadas frente a evento adverso grave ocorrido (mesmo que tenha sido em outro centro) e enviar notificação ao CEP e à Agência Nacional de Vigilância Sanitária – ANVISA – junto com seu posicionamento.

Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas. Em caso de projeto do Grupo I ou II apresentados anteriormente à ANVISA, o pesquisador ou patrocinador deve enviá-las também à mesma junto com o parecer aprovatório do CEP, para serem juntadas ao protocolo inicial (Res. 251/97, Item III.2.e)

Relatórios parciais e final devem ser apresentados ao CEP, de acordo com os prazos estabelecidos na Resolução CNS-MS 196/96.

VII - DATA DA REUNIÃO

Homologado na XI Reunião Ordinária do CEP/FCM, em 27 de novembro de 2007.


Prof. Dra. Carmen Silvia Bertuzzo
PRESIDENTE DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA
FCM / UNICAMP.

APÊNDICES

9. APÊNDICES

9.1. FICHA de PARTICIPANTE VOLUNTÁRIO

1. Nome completo: _____

Data do nascimento: ____ / ____ / ____ 3. Idade: ____ anos e ____ meses

4. Endereço: _____

Cidade: _____ Estado: _____ cep: _____ - _____

5. Telefone: (____) _____ celular: (____) _____

6. e-mail: _____

7. Curso/Universidade: _____ ano de ingresso: _____

8. Uso atual de Medicação:

9. Você tem apresentado desconforto ou alguma patologia ou sofreu algum trauma (dor, tendinite, acidente, etc.)

a) nos últimos 6 meses? Sim ☐ Não ☐

b) nos últimos 09 meses? Sim ☐ Não ☐

c) nos últimos 12 meses? Sim ☐ Não ☐

10. Você trabalha na área de computação? Sim ☐ Não ☐

11. Você tem familiaridade com computador? Sim ☐ Não ☐

12. Há quantos dias você **NÃO está fazendo exercícios** de resistência ou força, musculação ou academia? Grife a resposta

Fiz hoje - 1 dia - 2 dias - 3 dias - 4 dias - 5 dias - 6 dias - 7 dias - mais de uma sem.

13. Qual a sua dominância? Direita ☐ Esquerda ☐

14. Dados antropométricos: Altura: _____ Peso: _____

9.2. TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Unidade de Biomecânica e Reabilitação do Aparelho Locomotor
Departamento de Ortopedia e Traumatologia – FCM / UNICAMP

Pesquisadora: Iracema Serrat Vergotti Ferrigno

Orientador: Prof. Dr. Alberto Cliquet Júnior

Eu, _____ data de
nascimento ____/____/____ RG no. _____, residente à

concordo em participar da pesquisa **“Eletromiografia do membro superior no uso do computador: estudo comparativo entre duas órteses para o punho”**, cujo objetivo é conhecer como ocorre a contração dos músculos do membro superior durante o uso do computador, telado e mouse, com e sem o uso de tala imobilizadora do punho.

Fui devidamente informado sobre o seguinte:

1º.) Minha participação consta de atividades diferentes: escrever uma frase no teclado, e usar o mouse do computador em jogo de colorir. Cada uma dessas atividades é feita de três formas diferentes: fazer as atividades sem tala, como é comumente realizada no dia-a-dia; fazer as atividades com o uso de tala para punho em tecido e fazer as atividades com o uso de tala de plástico moldável pelo pesquisador;

2º.) Esse processo será registrado em um equipamento de eletromiografia através da aplicação de eletrodos fixados na minha pele com fita adesiva nos seguintes locais: pescoço, ombro e antebraço. Entendo que esse exame é um procedimento não invasivo e não traz risco para a minha integridade física;

3º.) Esclarecimentos sobre a pesquisa estarão à minha disposição antes e durante todo o andamento da mesma; o telefone para contato na Ortopedia: 19-35217512, telefone do Comitê de Ética em Pesquisa da FCM / UNICAMP é 19-35218942 e o e-mail é cp@fcm.unicamp.br

4º.) Estou ciente de que não ocorrerão despesas durante a minha participação na pesquisa e o transporte até o laboratório para a coleta de dados serão de minha inteira responsabilidade;

Declaro estar ciente que minha participação nesta pesquisa é de caráter voluntário e consentido através deste termo, podendo eu decidir em não participar sem qualquer prejuízo ou dano a minha pessoa e em relação às minhas atividades na Unicamp ou na UFSCar.

Autorizo a utilização dos dados para fins de pesquisa, em apresentações, congressos e simpósios, periódicos científicos e livros, desde que a minha identidade seja mantida em sigilo.

_____, ____ de _____ de 200__.

Assinatura

Pesquisadora: Iracema S. V. Ferrigno
Contato: Iracema Ferrigno (11)73373711 e (11) 37988268

9.3. Dados Descritivos dos Participantes

	Genero	Idade	Estatura	Peso
1	F	22,8	1,69	53,0
2	F	22,2	1,55	49,2
3	F	20,6	1,55	41,2
4	F	22,7	1,74	59,2
5	F	22,7	1,70	60,0
6	M	21,9	1,84	67,0
7	F	23,1	1,63	61,5
8	F	21,2	1,57	62,3
9	M	23,8	1,79	72,2
10	F	26,2	1,77	65,0
11	F	19,7	1,59	49,5
12	M	22,4	1,75	57,4
13	M	21,1	1,73	61,1
14	M	25,7	1,76	68,8
15	M	18,7	1,75	80,0
16	M	18,9	1,65	58,5
17	F	21,6	1,60	63,9
18	F	22,,2	1,67	58,3
19	M	22,5	1,90	78,0
20	M	24,6	1,80	67,0
21	F	23,4	1,57	55,0
22	F	24,7	1,50	46,0
23	M	21,1	1,76	75,0

9.4. Dados eletromiográficos da Contração Voluntária Máxima

T – Fibras superiores do trapézio

FSD – Flexor superficial dos dedos

EUC – Extensor ulnar do carpo

<i>Partic.</i>	T	FSD	EUC
1	49,25	203,25	145,95
2	127,45	151,3	87,85
3	269,75	334,45	147,9
4	345,95	125,35	261,35
5	56,85	91,05	127,8
6	220,65	322,9	270,55
7	295,50	113,3	115,8
8	125,50	113,5	326,4
9	252,75	98,15	409,7
10	500,00	151,8	149,4
11	287,00	103,9	133,65
12	291,40	198,25	20,1
13	474,85	136,4	189,65
14	379,85	119,1	286,05
15	90,45	66,85	134,95
16	444,15	190,4	129,45
17	128,75	68,1	252
18	200,50	151,9	43,85
19	175,05	146,4	83,8
20	123,40	352,6	147,8
21	127,00	152,4	57,4
22	173,95	92,85	38,05
23	7,60	147,25	114,7

9.5. Dados eletromiográficos dos músculos pesquisados nas diferentes condições do experimento

Te – teclado

Mo – mouse

S – sem órtese

A – com a órtese A

B – com a órtese B

T – Trapézio

<i>caso</i>	Te S T	Te A T	Te B T	Mo S T	Mo A T	Mo B T
1	37,77	57,12	43,60	26,67	62,40	39,19
2	9,35	24,59	14,52	2,31	14,88	8,88
3	12,87	27,92	16,48	1,53	20,83	8,28
4	4,89	10,62	7,21	0,88	7,93	3,38
5	23,54	28,79	27,69	3,03	16,95	8,14
6	9,20	12,91	10,34	2,74	4,22	4,46
7	3,96	8,65	5,57	5,04	7,19	4,60
8	21,31	26,29	24,03	8,78	20,73	13,84
9	3,93	9,31	5,30	1,51	7,34	3,45
10	3,36	7,59	5,22	1,44	7,28	4,47
11	1,46	3,62	2,64	1,39	2,64	2,18
12	1,04	6,08	3,14	0,73	4,15	2,07
13	9,14	14,81	12,58	1,34	9,99	6,80
14	4,56	4,98	5,03	0,90	5,08	3,61
15	6,43	10,83	8,14	1,88	3,60	2,74
16	7,48	7,67	6,64	1,72	5,63	3,92
17	11,50	24,99	23,51	2,93	23,90	4,04
18	11,70	28,25	20,71	4,99	27,12	19,48
19	42,70	80,96	56,81	34,79	61,49	43,59
20	65,36	60,08	51,54	32,54	42,42	56,30
21	5,64	34,46	24,44	3,56	25,89	8,76
22	4,83	21,83	11,23	2,35	7,50	7,13
23	29,28	79,39	36,40	41,23	44,74	24,12

Te – teclado

Mo – mouse

S – sem órtese

A – com a órtese A

B – com a órtese B

F – flexor superficial dos dedos

caso	TeSF	TeAF	TeBF	MoSF	MoAF	MoBF
1	3,14	3,21	3,13	2,37	1,93	2,02
2	10,20	12,78	9,99	5,00	5,55	3,64
3	3,44	5,73	3,91	3,22	3,81	2,63
4	8,63	8,22	8,34	5,33	6,78	5,31
5	7,12	8,54	8,39	3,87	5,54	4,02
6	2,43	4,50	2,39	2,63	5,61	3,56
7	8,40	10,54	8,38	4,13	4,73	5,07
8	6,26	7,35	5,71	4,55	9,50	6,38
9	11,70	13,96	7,58	10,17	20,89	13,22
10	8,17	10,03	7,76	6,30	6,80	6,15
11	11,84	17,48	13,99	11,47	22,68	16,98
12	7,71	4,69	4,56	3,73	5,77	5,90
13	13,01	12,14	13,26	6,92	15,60	7,89
14	5,96	7,00	7,24	3,93	8,48	5,29
15	13,76	21,87	15,74	15,07	26,78	23,78
16	4,86	4,03	4,02	3,58	5,27	3,53
17	9,37	8,16	8,66	10,43	9,07	8,58
18	4,49	5,16	4,67	6,57	6,48	6,73
19	8,14	5,33	6,87	4,74	5,18	5,03
20	2,08	1,63	2,12	1,34	0,96	0,96
21	9,15	6,33	6,56	3,99	4,48	5,54
22	14,75	14,78	12,84	11,59	14,86	9,26
23	6,22	8,18	6,51	3,48	6,78	5,28

Te – teclado

Mo – mouse

S – sem órtese

A – com a órtese A

B – com a órtese B

E – extensor ulnar do carpo

caso	TeSE	TeAE	TeBE	MoSE	MoAE	MoBE
1	21,87	21,06	23,34	11,29	11,96	13,17
2	30,85	31,01	32,56	13,89	16,08	16,76
3	17,67	17,74	19,31	8,64	12,31	11,17
4	12,89	13,86	13,71	6,92	9,78	8,30
5	13,27	11,02	11,69	7,89	8,83	7,39
6	11,89	13,56	11,85	8,55	9,66	8,71
7	15,01	14,46	13,61	13,68	12,30	16,73
8	8,36	7,34	7,84	7,21	5,48	4,44
9	7,26	7,01	6,78	3,30	2,13	3,80
10	14,43	18,38	16,59	9,52	11,66	10,60
11	19,57	17,46	17,91	14,13	16,61	17,01
12	16,32	22,49	24,98	17,31	16,25	28,86
13	23,69	22,67	23,89	13,50	14,30	14,23
14	11,18	9,36	9,88	6,60	11,76	9,24
15	14,73	16,30	13,92	7,57	10,14	9,91
16	21,74	23,33	21,89	12,19	13,46	12,53
17	12,65	13,13	13,47	8,39	10,44	9,92
18	49,76	49,67	45,70	26,55	24,80	23,17
19	32,15	31,86	26,40	22,37	27,42	19,63
20	21,57	16,08	19,70	15,60	14,68	13,50
21	26,05	22,65	21,99	15,54	17,04	20,17
22	55,85	60,87	61,24	37,79	45,60	45,01
23	20,71	16,23	18,83	9,46	14,19	13,46