

Sistema de Monitoramento de Movimentos Repetitivos por Instrumentação Computadorizada

G. A. Lima¹, R. T. Irita²

^{1,2}Universidade de Mogi das Cruzes, Brasil.

² Instituto Nacional de Pesquisas Espaciais – LAP/INPE, São José dos Campos, Brasil.

Resumo - O movimento repetitivo ou a manutenção de posturas inadequadas durante o trabalho, principalmente, para pessoas que trabalham com computador, podem resultar em Distúrbio Osteomuscular Relacionado Trabalho (DORT). Este trabalho apresenta o projeto de uma instrumentação eletrônica composta por um circuito de mensuração de ângulos, um circuito de mensuração de forças e um software que calcula a frequência de digitação. Os parâmetros a serem mensurados são: a força exercida na ponta do dedo; a posição do ângulo do punho (flexão/extensão, adução/abdução); e a frequência de digitação. Teste de digitação, utilizando a instrumentação mostrou que uma força de 0,35N foi suficiente para as teclas responderem às batidas. O instrumento de mensuração de ângulo apresentou um pequeno desvio de 1,24° com relação ao goniômetro manual.

Palavras-chave: Instrumentação Computadorizada, DORT, Movimentos Repetitivos.

Abstract- Repetition, or the holding of poor posture whilst working, mainly for people who work with computers, can result in Work Related Osteomuscular Disturbance. This work presents a project of an electronic instrument, composed by a circuit of angle measurements, a circuit to measure forces and a software that calculates the tapping rate. The parameters to be measured are: the force of the fingertip; the wrist angle position (extension/flexion, abduction/ adduction); and the tape rate. Type test, by using the instrumentation showed that a force of 0.35N was enough to the keyboard keys respond to the hits. The instrument to measure angle presented a little deviation of 1.24° with relation to manual goniometer.

Key-words: Computerized Instrumentation; WROD; Repetitive Movements.

Introdução

Atualmente, com o aumento do uso de computadores em quase todos os segmentos de trabalho e até mesmo no lazer, uma doença vem se tornando muito comum: os Distúrbios Osteomusculares Relacionados ao Trabalho (DORT). Essa doença está associada aos movimentos repetidos que provocam lesões em tendões, músculos e articulações, principalmente dos membros superiores.

É sabido que fatores psicológicos contribuem para tensões musculares. Assim sendo, músculos tensos, devido a um ambiente estressante de trabalho são conhecidos como fatores favoráveis ao surgimento da DORT [1]. Movimentos repetitivos, em exagero, realizados quando o indivíduo está tenso, promovem lesões nos tendões, músculos e articulações. Quando os movimentos repetitivos do punho são realizados em conjuntos com posturas inadequadas da mão, aumentam os riscos da síndrome do túnel de carpo [2]. Existem programas

(protocolos) na área de fisioterapia que estabelecem a postura menos danosa à saúde [1]; [3]; [4]. Ainda sim, os usuários de computador, em sua maioria, são desprovidos de orientações que possam auxiliá-los a corrigir a postura das mãos, os movimentos e a força exercida pelos dedos durante o uso do computador.

A força exercida na ponta do dedo foi considerada como fator de risco a DORT [5]. Os operadores de computadores que colocam mais força nas batidas de teclas apresentaram níveis mais altos na gravidade dos sintomas [3].

Pesquisas registraram respostas de tecla para uma força mínima de 0,6N [7], significando que para aquele modelo de teclado, não se faz necessária força acima desse valor.

Uma extensão e adução exagerada do punho causam pressão no nervo mediano pelo aperto do túnel de carpo, desencadeando para desordem músculo-esquelético [6]. No entanto, os usuários de computadores, principalmente no Brasil, carecem de meios para detectar numericamente seus exageros,

durante o uso do mouse e teclado em movimentos dinâmicos.

O projeto de uma instrumentação eletrônica computadorizada, que funcione de forma integrada, é uma solução que visa detectar os movimentos inadequados durante o uso do computador. Que os esforços repetitivos possam ser quantificados, de forma a identificar numericamente os exageros, e conseqüentemente, o usuário seja orientado pelo profissional da saúde para a reeducação desses movimentos.

Este estudo objetivou o desenvolvimento de uma instrumentação eletrônica computadorizada, para monitorar movimentos repetitivos das mãos, auxiliar na detecção de movimentos inadequados, contribuindo para a reeducação dos movimentos. Além de permitir a seleção de modelos de teclados que exijam menor força na ponta dos dedos. Os movimentos contemplados foram: flexão; extensão; adução; abdução do punho; velocidade de digitação e a força exercida na ponta do dedo, durante o uso do computador.

Materiais e Métodos

Os materiais utilizados no desenvolvimento do protótipo estão listados na Tabela 1.

Tabela 1- Materiais Utilizados

Qt.	Descrição do Material
1	Sensor de força resistivo FSR FlexiForce®, tempo de resposta de 5 microssegundos
1	Placa Universal (circuito)
1	Sensor acelerômetro capacitivo, faixa de $\pm 90^\circ$, banda de 1Hz - 300Hz
1	Cabo de Interface para entrada de sinais analógicos
1	Placa de aquisição 12 bits 32 canais com conversor A/D Lynx, conversão em 32 microssegundos
1	Microcomputador Pentium II Delphi5®
	Sistema Gerenciador de Dados Firebird®
7	Massas calibradas
1	Baterias para alimentação
1	Goniômetro manual
1	Teclado do tipo QWERTY retangular

A solução de engenharia contou com o desenvolvimento de um software, e confecção de placas de circuitos. Os circuitos foram montados com base no diagrama do fabricante de cada sensor.

O software foi desenvolvido em Delphi® (linguagem pascal), com base na análise estruturada

de sistemas e utilizou o Firebird® como recurso de banco de dados.

Na Figura 1, é mostrado o diagrama em blocos da montagem. Os sinais fornecidos pelos sensores são amplificados e convertidos para sinais digitais através de uma placa de aquisição de dados conversora A/D conectada ao computador.

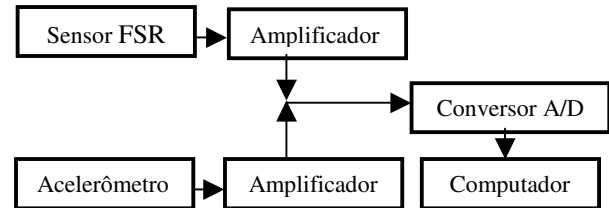


Figura 1- Diagrama de bloco da montagem

Os módulos de mensuração de força e de ângulo foram acomodados em caixas de circuitos individuais.

Os dados foram coletados e processados por um software desenvolvido, cujo resultado do processamento foi armazenado em um banco de dados gerenciado pelo Firebird®.

No software foi criado um seletor de frequência de amostragem entre 0,5; 1; 3; 5; 7 e 10 Hz, e um seletor de quantidade de amostras por canal de 5; 10; 100; 250; 750; 2500. Este recurso facilita ao profissional escolher uma frequência e número de amostras. A configuração dos canais de entrada foi programada, considerando os pinos onde os sensores se encontram conectados na placa de aquisição de dados.

Assim que os sinais chegam na placa de aquisição conversora A/D, eles são disponibilizados nos respectivos canais. Em seguida a leitura do canal é efetuada e o valor é armazenado em uma variável *L* para obtenção da tensão correspondente, conforme mostrada na Equação 1, fornecida pelo fabricante da placa.

$$Tensão = \left[\frac{5,0 \times L}{32768} \right] \times \frac{1}{Ganho} \quad (1)$$

Em posse das tensões decorrentes de uma dada postura do punho, o valor da aceleração foi encontrado por meio de um método de interpolação linear por aproximação [8], mostrada na Equação (2).

Essa mesma equação é utilizada para encontrar a massa referente a uma força aplicada pela ponta do dedo.

$$X_2 = X_1 + \frac{(a - Y_{x1}) (X'_1 - X_1)}{(Y_{x1} - Y_{x'1})} \quad (2)$$

O gráfico da Figura 2 foi elaborado para explicar a equação.

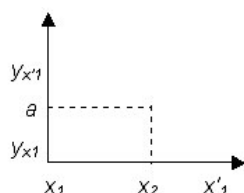


Figura 2- Gráfico explicativo da Equação (2)

O método considera três pontos em cada eixo. As variáveis Y_{x1} , $Y_{x'1}$, X_1 , X'_1 recebem valores de referência obtidos durante a calibração do instrumento. A variável (a) representa a tensão obtida em relação ao x_2 , seja ele uma massa ou uma aceleração. A massa corresponde a uma força exercida na ponta do dedo, enquanto que a aceleração é decorrente de um movimento articular realizado pelo punho.

O valor da força aplicada pela ponta do dedo, durante o acionamento de uma tecla, é encontrado na variável x_2 , expressa em Newton.

O valor do ângulo, correspondente à amplitude de um dado movimento do punho, é encontrado, utilizando o valor de x_2 aplicado na função $f(\theta_n)$, tomando como referência um ângulo θ máximo de $(\pi/2)$, $\pm 90^\circ$, como segue:

$f(\theta_n) = x_2 * \text{seno}(90) * (\pi/2)$, em radianos;
Pela regra de três o ângulo é expresso em graus por: $(90 * \theta_n) / (\pi/2)$.

As funções desempenhadas pelo software estão resumidas no diagrama de bloco da Figura 3.

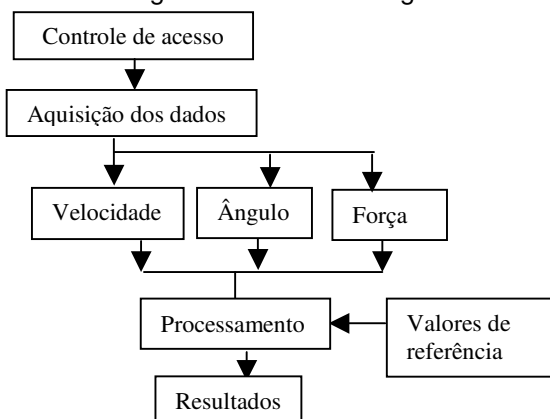


Figura 3 - Diagrama de bloco do Software

A velocidade de digitação foi obtida por meio de um processo computacional desenvolvido para este estudo, utilizando-se de recursos disponíveis no Delphi®. Em posse da velocidade calculou-se a frequência média de acionamento de teclas em Hz, apresentando o resultado na tela de forma narrativa. Enquanto que o resultado sobre ângulo e força é apresentado em gráficos. O software disponibiliza uma tabela na tela do computador com os valores numéricos do resultado.

Uma calibração foi realizada para avaliar os limites e comportamento dos sensores. Massas calibradas foram colocadas sobre a área sensível do sensor de força, cujo resultado em tensão foi armazenado na base de dados. Tais valores são utilizados na Equação (2) como referência para o cálculo da força exercida na ponta do dedo, durante a digitação.

Para a calibração do acelerômetro, foram observadas as tensões nos eixos X e Y nas posições de 0° e 90° . Estes foram comparados com os valores esperados, segundo o fabricante. Esses mesmos valores são utilizados para o cálculo do ângulo, durante o teste de uso do instrumento, e atribuídos respectivamente às variáveis Y_{x1} e $Y_{x'1}$, presentes na Equação (2).

Procedimento para testes da instrumentação

– Foram estabelecidos dois procedimentos para teste da instrumentação: Procedimentos A, B, cuja finalidade foi avaliar os limites da instrumentação, e definir sua forma de colocação na mão.

No procedimento A foi avaliada a forma de fixação do sensor de mensuração de força. O procedimento B foi para avaliar o posicionamento, forma de fixação e confiabilidade na resposta do módulo de mensuração de ângulo.

Cada circuito, de força e de ângulo, recebeu a respectiva alimentação de $(-9V$ e $+9V)$ e $(3.3V)$. Em seguida, os circuitos foram conectados ao cabo de interface que, por sua vez, foi ligado na placa de aquisição de dados, inserida no computador.

Para a realização do procedimento A, os passos realizados foram: O voluntário posicionou-se sentado, tronco ereto e o braço junto ao tronco fletido a 90° , com a mão em pronação, o sensor de força foi afixado com uma fita, em baixo do dedo 2, na região da falange medial, de forma que a área sensível do sensor fique na região da polpa da ponta do dedo.

Com o teclado posicionado a $\pm 10cm$ da borda da mesa, o voluntário realizou a digitação de 221 caracteres; com frequência de amostragem de 10Hz.

Para a realização do teste procedimento B, os passos seguidos foram: A placa de circuito foi posicionada sobre a mão do voluntário, na junção do

metacarpo do dedo número 3 com a região do carpo. O voluntário posicionou-se sentado, tronco ereto, braço junto ao tronco fletido a 90° , com o antebraço em descanso sobre uma região plana de forma a deixar a mão livre para movimentos de flexão do punho. O voluntário teve um goniômetro manual posicionado na lateral da mão, na região do carpo. Sua haste móvel foi posicionada ao longo do dedo número 5, obedecendo à linha média da ulna. O voluntário realizou movimentos de flexão, conforme eram solicitado pelo responsável pelo teste. A Figura 6 mostra um gráfico com resultado desse teste.

Uma vez a mão estando instrumentada, conforme mostra a Figura 4, os instrumentos são interligados na placa de aquisição por um cabo de comunicação serial. Ao realizar os movimentos, os sensores emitem sinais, que são enviados ao computador através da placa de aquisição. Ao receber os dados, o software processa esses dados e o resultado do teste é exibido na tela do computador, podendo ser gravado ou impresso.

Este recurso de gravação e impressão de resultados, tem por objetivo, possibilitar ao profissional da saúde observar, acompanhar e quantificar a recuperação/perda na habilidade do paciente em realizar tais movimentos ou forças.

Resultados

Os testes realizados nos dois procedimentos: A e B, tiveram por finalidade avaliar a instrumentação, e observar sua forma de colocação na mão. Assim sendo, encontra-se na Figura 4, a forma de colocação dos sensores na mão.



Figura 4 – Mão instrumentada mostra o posicionamento dos sensores

Na Figura 4 é mostrada uma fita, afixando os sensores de força em baixo dos dedos. Esses sensores estão interligados no módulo de aquisição de forças posicionado ao lado, sobre a mesa. A Figura 4 mostra ainda, o goniômetro eletrônico afixado no dorso da mão.

A Figura 5 é um modelo da forma de exibição dos resultados. O gráfico apresentado, na figura é apenas para ilustração. A origem do gráfico é o teste com o instrumento de força, realizado no procedimento A..

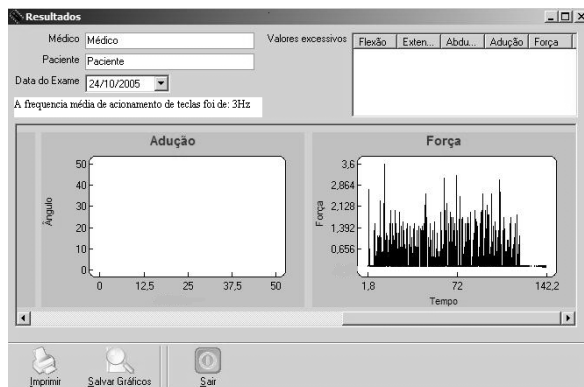


Figura 5 - Modelo de exibição de resultados

Observa-se no canto superior esquerdo, a indicação da frequência de digitação, data do exame, nome do médico e do paciente. O canto superior direito é reservado para exibição do resultado de forma descritiva (valores numéricos).

O teste realizado com o instrumento de força permitiu encontrar uma posição adequada para a fixação do sensor no dedo. Apresentou eficácia na sua forma de colocação, indicou que, para o modelo de teclado utilizado, forças em torno de 0,35N são suficientes.

O resultado do teste realizado com o Goniômetro eletrônico e goniômetro manual é apresentado no Gráfico da Figura 6 e Tabela 1.

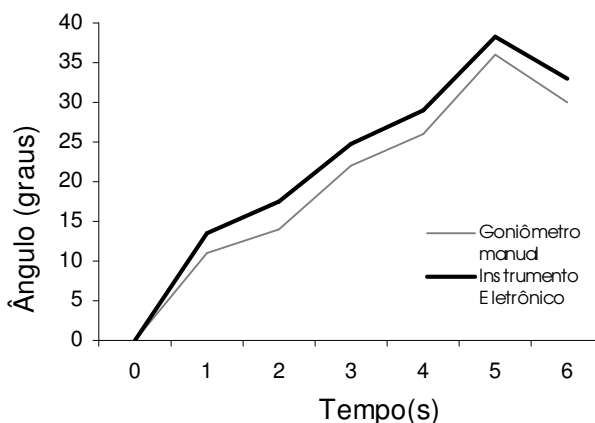


Figura 6 – Gráfico do resultado do teste com o instrumento eletrônico e goniômetro manual

No resultado gráfico, o instrumento, nas condições em que foi utilizado, apresentou um

desvio padrão médio de 1,24° com relação ao goniômetro manual, conforme mostra a Tabela 1.

Tabela1 - Goniômetro Manual e Instrumento Eletrônico

Tempo	Ângulo Instrumento	Ângulo Goniômetro	Desvio Padrão
0	0,00	0,00	0,00
1	13,45	11,00	1,22
2	17,59	14,00	1,79
3	24,83	22,00	1,41
4	28,97	26,00	1,48
5	38,28	36,00	1,14
6	33,10	30,00	1,55

Observa-se na Tabela 1 e na Figura 6, que os goniômetros manual e eletrônico apresentaram diferenças nas medições. Os goniômetros eletrônico e manual foram afixados na mão do voluntário. O goniômetro eletrônico responde a qualquer oscilação no movimento. Enquanto que o goniômetro manual dependeu de alguém que movesse sua haste para acompanhar a movimentação da mão do voluntário. O sincronismo não foi 100%.

Discussão

Testes de digitação, utilizando o circuito de força, mostraram que uma força de 0,35N foi suficiente para as teclas responderem às batidas. Enquanto que outros trabalhos [7] apontaram uma força mínima necessária para se obter uma resposta da tecla de 0,6N. Sabendo-se que forças acima de 1N apontam riscos à saúde [5] e que tipos e modelos de teclados podem influenciar na força mínima exigida na ponta do dedo para se obter resposta da tecla.

As pesquisas mostram que extensão e adução exagerada do punho podem desencadear para desordem músculo-esquelético [6]. Assim sendo, o protótipo desenvolvido pode auxiliar na prevenção de tal enfermidade, quando mensura as amplitudes de tais movimentos, e disponibiliza parâmetros de referência, segundo literaturas [2], [4], [5], [8], para que se possa comparar o resultado obtido com os limites considerados toleráveis.

O circuito de mensuração de ângulo mostrou capacidade de mensurar os movimentos de flexão, extensão, adução e abdução do punho, com vantagem sobre os goniômetros manuais e câmeras de vídeo [7], [4]. Vantagem essa, por disponibilizar valores numéricos que quantificam a amplitude de movimento do punho, em conjunto com as forças

exercidas pela ponta dos dedos, em um mesmo instante de tempo. Ainda conta com recursos informatizados que permitem análise futura dos dados. Contudo, a mensuração da amplitude de movimentos de adução/abdução do punho carece de testes mais elaborados, para se confirmar uma fidedignidade do resultado para estes dois parâmetros: adução e abdução.

Conclusões

Com relação à precisão do resultado, a forma de colocar e posicionar o instrumento eletrônico na mão do voluntário tem uma grande parcela na contribuição da exatidão dos resultados. Neste sentido, o desvio padrão médio existiu pela presença do próprio goniômetro manual, impedindo um posicionamento adequado da instrumentação eletrônica.

Considerando que o uso da instrumentação, em circunstâncias normais, não terá a presença de goniômetros manuais, conclui-se que a instrumentação possui condições de fornecer resultados satisfatórios na mensuração de ângulo de flexão e extensão do punho.

Quanto ao objetivo, acredita-se que esse protótipo possui princípio de engenharia que auxilia as pessoas no monitoramento dos movimentos das mãos e da força exercida pelos dedos durante o uso do computador. Pelo fato desse ser o primeiro protótipo, melhorias são necessárias para ser colocado em uso por profissionais da saúde.

Referências

- Nord, S.; Ettare, D.; Drew, D.; Hodge, S. (2001), "Muscle Learning Therapy - Efficacy of a Biofeedback - Based Protocol in Treating Work-Related Upper Extremity Disorders", *Journal of Occupational Rehabilitation*, v.1. 11, Nº. 1, p. 23-31.
- Fagarasanu, M.; Kumar, S.; Yogesh, N. (2004), "Measurement of Angular Wrist Neutral Zone and Forearm Muscle Activity", *Clinical Biomechanic*, v. 19, 671-677.
- Mcatammey, L; Corlett, N.;(1993), "Rapid Upper Limb Assessment: a Survey Method for the Investigation of Work-Related Upper Limb Disorders", *Applied Ergonomics*, 24(2), 91-99.
- Cook, C.; Burgess-Limerick, R.; Papalia, S. (2004), "The Effect of Upper Extremity Support on Upper Extremity Posture and Muscle Activity During Keyboard Use", *Applied Ergonomics*, v. 35, p. 285-292.

Serina, E. R.; Mote, JR. C. D; Rempel, D. (1997),
“Force response of the Fingertip Pulp to
Repeated Compression - Effects of Loading
Rate, Loading Angle and Anthropometry”, J.
Biomechanics, v.30, Nº 10, p. 1135-1140.

Burgess-Lamerick, R.; Shemmell, J.; Scadden, R.;
Plooy, A.; Wrist Posture During Computer
Pointing Device Use, Clinical Biomechanics,
1999, 14, 280-286.

Rempel, D.; Dennerlein, J., Mote, JR. C. D.;
Armstrong, T. (1994), “A Method of Measuring
Fingertip Loading During Keyboard Use”, J.
Biomechanics, v. 27, Nº 8, p.1101-1104.

Mineur, H. (1952), “Techniques de Calcul
Numérique, Librairie Polytechnique CH.
Béranger”, Liège & Paris, France.

Contatos

Gilsa Aparecida de Lima
Formação: Ciência da Computação
Pesquisa: Engenharia Biomédica:- DORT em
usuários de computador.
e-mail: gilsalima@yahoo.com.br
Fone: (12) 3949-1430

Ricardo Toshiyuki Irita
Formação: Eletrônica
Endereço: Instituto Nacional de Pesquisas Espaciais
– LAP/INPE, São José dos Campos, Brasil.
e-mail: irita@plasma.inpe.br