

Artigo Original

Recebido em 16/08/2007, aceito em 03/08/2009

Análise da força aplicada durante a tração manual na coluna lombar e da manutenção da postura pós-tração

Analysis of the force applied during manual traction of the lumbar spine and maintenance of the post-traction posture

Marta Regina Figueiredo
Lisley Alves de Oliveira
Fisioterapia, UNASP São Paulo, SP

Jean-Jacques Bonvent*
Rafael da Silva Ricardo

Engenharia Elétrica, UMC
Av. Dr. Cândido Xavier de Almeida Souza, 200
08780-911 Mogi das Cruzes, SP – Brasil

*Autor para correspondência

Resumo

Dor lombar é considerada um dos maiores problemas sócio-econômicos por estar associada à incapacidade temporária do indivíduo. Acredita-se que a incidência de desabilidade devido às dores nas costas esteja crescendo exponencialmente pela tendência de um novo estilo de vida sedentário e a baixa tolerância à dor entre a população. Um grande número de estudos mostra que em certo momento da vida 80% da população mundial será afetada por esta patologia. A tração manual aplicada à coluna lombar é entre várias terapias, um dos tratamentos que mais cresce, devido ao seu baixo custo e por ser não invasiva. O propósito deste estudo foi medir a força aplicada pelo examinador durante a tração manual, bem como a pressão resultante da coluna lombar. Os resultados mostraram que a força da tração lombar pode ser facilmente medida por meio do método proposto. A intensidade de força parece depender ligeiramente do peso do sujeito. A mobilização da posição lombar após a tração pode ser monitorada satisfatoriamente medindo a pressão exercida por esta região no arranjo experimental. Um sistema de alerta luminoso foi também desenvolvido a fim de auxiliar o paciente na manutenção pós-tração. Os testes laboratoriais realizados mostraram uma sensibilidade satisfatória, possibilitando uma aplicação clínica deste sistema.

Palavras-chave: Lombalgia, Força de tração, Sensor capacitivo, Tração manual.

Abstract

Low back pain is considered as one of the greatest socioeconomic problems due to the associated temporary disability of the subject. The occurrence of disability due to low back pain tends to increase exponentially as a consequence of the sedentary way of life as well as the low pain tolerance of the population. A large number of studies have shown that, at a given stage of life, about 80% of the world population will be affected by this pathology. Manual traction applied to the lumbar spine is, among various therapies, one of the most growing "in popularity" due to its low cost and to the fact of being non-invasive. The purpose of the present study was to measure the force applied by the therapist, during the manual traction, together with the resulting load on the lumbar spine. The results showed that the force of the lumbar traction could be easily measured by means of the simple method proposed; the force intensity seems to be slightly dependent on the subject weight. The mobilization of lumbar position after the traction could be satisfactorily monitored by measuring the local pressure exerted by this region on the manipulative table. An alerting device has also been developed in order to assist the subject to maintain the post-traction lumbar position. The laboratory tests performed have showed a satisfactory sensitivity of the device, allowing its possible clinical application.

Keywords: Low back pain, Traction force, Capacitive sensor, Manual traction.

Extended Abstract

Introduction

In Brazil low back pain is considered as the second cause for people to utilize health care resources, just below headache. Furthermore, since 1986, it represents the main reason for temporary absence at work and the third one for retirement (Harms et al., 1999; Knoplich, 2003).

According to Maitland (1986), lumbar manual traction can be applied in a variety of ways, and has lead to positive results with regards to low back pain. Nevertheless, up to now, there is no consensus on the effectiveness of such a manual therapy. Indeed, there is not an accepted standard method to measure the applied force for low back pain reduction (Figueiredo, 2000).

The aim of the present study was to develop a measuring system for the determination of the force applied during lumbar manual traction to patients with low back pain, and for the monitoring of the maintenance of the post-traction position.

Methods

The force applied during lumbar manual traction has been measured using a dynamometer, which was attached to the therapist arm, by means of a wire (Figure 1).

The therapist performed the manual traction with his palm under the lumbar spine of the subject, who remains lying on the manipulative table in supine (dorsal decubitus), with the lower limb (legs) flexed. After the traction, the subject was mobilized with the lumbar spine in contact to a capacitive sensor, which was developed with the aim to monitor the pressure applied onto the table by the lumbar region.

Figure 3 shows the calibration curves relative to the capacitive sensor. We believe that the immobilization of the lumbar spine, during the physiotherapy session, i.e. approximately 20 min, may be the main reason for the pain relieve reported by the subject, and the eventual hyperlordosis decrease.

To test the new method, five males (weight between 60 and 87 kg, height between 1.69 and 1.83 m) were recruited for manual traction.

An alert device comprising a lighting system was also developed in order to make the subject aware of keeping the lumbar spine immobilization after the manual traction. The device consists basically of a set of 5 LEDs powered by the output signal of the capacitive sensor (Figure 4).

Results

Table 1 shows the values of the maximum applied force (F_{Ap}) achieved by the therapist, for the ten sessions done twice a week by one of the subjects. In order to obtain the dynamical behavior of the manual traction, i.e., the force changes during the application of the traction by the therapist, the dynamometer was substituted by a linear potentiometer, which was firmly attached to the therapist's arm. Figure 5 shows the output signal of the potentiometer,

on an oscilloscope screen, during the manual traction realized by the therapist. It can be noticed that the dynamical process of the manual traction is tightly dependent on the examiner.

The lumbar spine pressure changes during the immobilization are shown in Figure 6, as a function of time, for ten sessions of subject 2. Figure 7 shows the behavior of the lumbar spine immobilization, after manual traction, for all the subjects. One can observe that all the subjects could maintain the lumbar spine flat on the table, albeit with different pressure values.

With respect to the alert device, the tests were performed considering a pressure of $1.2 \cdot 10^5$ Pa, which corresponds to the maximum value of the lumbar spine on the capacitive sensor, just after the manual traction. The efficacy of the device is illustrated on Figure 8, where three different values of pressure are applied to the sensor.

Discussion

The traction force applied by the therapist to the subject's lumbar spine was found to be about 100 N, and varied slightly from session to session. This means that a given therapist has quite a good reproducibility in performing the manual traction. Harms et al. (1999) emphasized that even if some therapists are able to reproduce the traction force, the majority of these professionals show large discrepancies in relation to the applied traction force. According to Simmonds et al. (1995), during the manual traction, it is necessary to consider both the direction and intensity of the applied force. These authors also argued that there is no method that effectively shows a good reproducibility of the manual traction between different therapists; therefore, the manual traction is mainly based on the therapist's subjective perception. In the present study, it was shown that the dynamic process of the manual traction depends tightly on the therapist applying the manipulation.

It was also observed that the applied traction force does not depend significantly on the subject's weight. Furthermore, the low value of the maximum force measured might be explained by the fact that the therapist has to use his corporal weight to draw the lumbar spine during the manual traction, and by applying the traction force, his thorax must be stabilized (Kisner and Colby, 1998).

The efficacy of the capacitive sensor to monitor the lumbar spine pressure on the table, after the manual traction, has been demonstrated, as can be seen in Figures 5 and 6. The developed system showed good sensitivity, allowing slight changes in pressure to be easily detected. In order to facilitate the use of such monitoring system for lumbar spine immobilization, a visual alerting device has also been developed. The preliminary tests performed have shown that this device could be appropriate to assist the patient in maintaining the flat position of the lumbar spine on the manipulative table.

Introdução

A lombalgia é uma dor na região lombar, mais precisamente entre a última costela e os glúteos. Em algum momento da vida, 80% da população mundial será afetada pela lombalgia. No Brasil, a lombalgia é o segundo motivo que mais leva o paciente ao consultório do clínico geral, superado apenas pela dor de cabeça, e desde 1986 é a principal causa de afastamento temporário do trabalho e a terceira causa de aposentadoria. Acredita-se que a incidência de incapacitação devido às dores nas costas esteja crescendo exponencialmente pela tendência de um novo estilo de vida sedentário e a baixa tolerância à dor entre a população (Harms *et al.*, 1999; Knoplich, 2003).

Segundo pesquisa realizada com base no atendimento do Hospital São Paulo em 1999, a lombalgia crônica custa ao SUS entre R\$ 17 e R\$ 88 milhões por ano. Os custos indiretos compreendem as perdas resultantes do afastamento do trabalho, representadas pela queda da produtividade e pelo pagamento de benefícios como auxílio-doença e aposentadoria por invalidez. No levantamento feito pela UNIFESP, trata-se de mais R\$ 871 despendidos por ano por paciente (Dias, 2002).

Segundo Maitland (1986), existe um grande número de tratamentos para a melhora do quadro algíco, dentre os quais a terapia manual vem mostrando um grande crescimento. A tração vertebral aplicada para a dor lombar é hoje realizada de diversos modos e mostra resultados concretos, mas que ainda suscitem controvérsias. Na realidade, a terapia manual é praticada desde o tempo de Hipócrates. Entre as diferentes técnicas manuais aplicadas para a dor lombar, a tração manual representa uma alternativa que combina o contato manual com a aplicação de uma força na região lombar, implicando em estiramento da coluna, seguido da mobilização do paciente. Já é de conhecimento de profissionais da saúde, incluindo fisioterapeutas, fisiatras, osteopatas e quiropatas, que a tração mecânica promove um aumento do espaço intervertebral, porém, o que ainda é pouco conhecido é a intensidade da força a ser empregada durante a tração manual para se obter este ganho. Apesar da técnica de tração ter diversos fatores que influenciam no resultado e das diversas categorias de tração que existem na prática, não há um método de quantificação de força estabelecido e padronizado que possa ser utilizado na redução das dores músculo-esqueléticas (Figueiredo, 2000).

O objetivo do presente trabalho foi desenvolver um método para mensurar a força empregada du-

rante a tração manual na coluna vertebral (segmento lombar) em sujeitos com quadro de lombalgia, e para monitorar a manutenção pós-tração.

Materiais e Métodos

A força empregada pelo examinador durante a tração lombar foi medida mediante a técnica de dinamometria. O sistema desenvolvido é constituído por uma balança do tipo *hanging scale* (Kern, modelo CH15K20), que foi acoplada ao braço do examinador mediante uma correia. O arranjo experimental, com o sistema de fixação no divã, é mostrado na Figura 1. Segundo dados do fabricante, a sensibilidade da balança é da ordem de 20 g, a faixa de medição da massa é de 20 g a 15 kg, a reprodutibilidade de 20 g e a linearidade de 0,5%.

O sistema de medição da força de tração foi calibrado utilizando um conjunto de massas-padrão (de 1, 2 e 5 kg). A força peso gerada através das massas-padrão fornece o valor da força estática aplicada ao transdutor de força (célula de carga) da balança.

Um dispositivo capacitivo foi projetado e construído para monitorar a pressão exercida pelo segmento lombar no colchão, após a tração manual; isto possibilita um controle mais rigoroso na manutenção da postura.

Este dispositivo capacitivo consiste de duas placas finas de cobre, de 100 × 100 mm e 0,2 mm de espessura, paralelas entre si e separadas por uma camada fina de neoprene. A Figura 2 apresenta o esquema ilustrativo do dispositivo capacitivo.

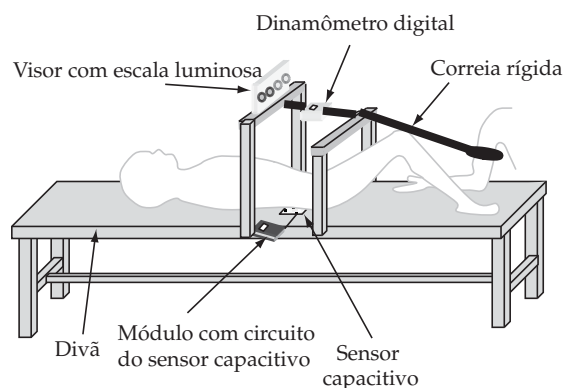


Figura 1. Esquema do arranjo experimental para realização da tração manual mostrando o posicionamento do sujeito e do examinador, como também a localização do sensor de pressão, do dinamômetro e do dispositivo luminoso. **Figure 1.** Experimental setup used for manual traction showing the positions of subject and physiotherapist, the location of pressure sensor and alert system.

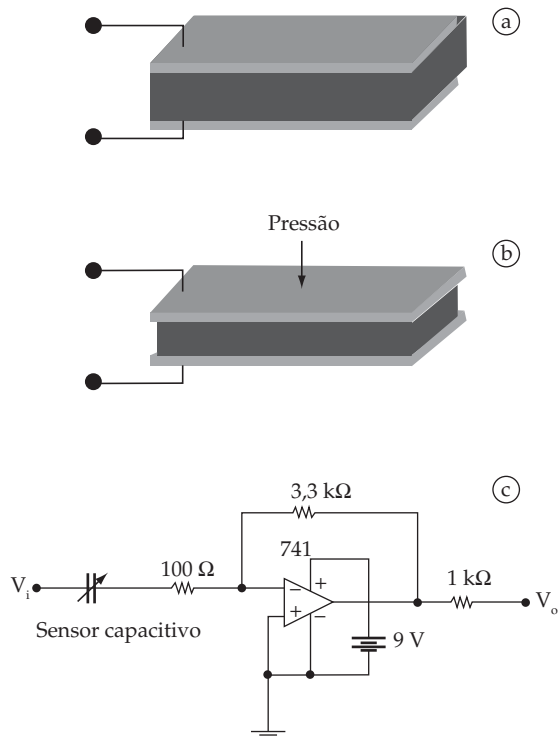


Figura 2. Esquema do dispositivo capacitivo. a) antes e b) após aplicação da pressão; c) circuito de amplificação do sinal na saída do sensor. V_i = tensão aplicada; V_o = tensão de saída. **Figure 2.** Schematic representation of the capacitive device. a) before and b) after applied pressure; c) circuitry of the output signal amplification. V_i = applied voltage; V_o = output voltage.

O sensor capacitivo foi calibrado mediante um sistema pneumático, desenvolvido em colaboração com a empresa Festo, que dispõe de uma plataforma com dois pistões pneumáticos, acionáveis por um fluxo de ar comprimido de pressão controlada por válvulas de ajuste (Perrucci, 2004). Na Figura 3 são mostradas as curvas de calibração do dispositivo capacitivo obtidas medindo a tensão elétrica gerada pelo dispositivo ao aumentar a pressão aplicada mediante a acionamento dos pistões pneumáticos. Cinco séries de medições (testes) foram realizadas nas mesmas condições. Destaca-se uma boa repetibilidade das medidas.

Um sistema de alerta luminoso foi também desenvolvido para conscientizar o paciente a manter a postura após a tração lombar, utilizando o dispositivo capacitivo acima mencionado. O sistema apresenta uma resposta rápida e boa sensibilidade para a detecção da perda de pressão a fim de alertar o paciente e/ou o fisioterapeuta.

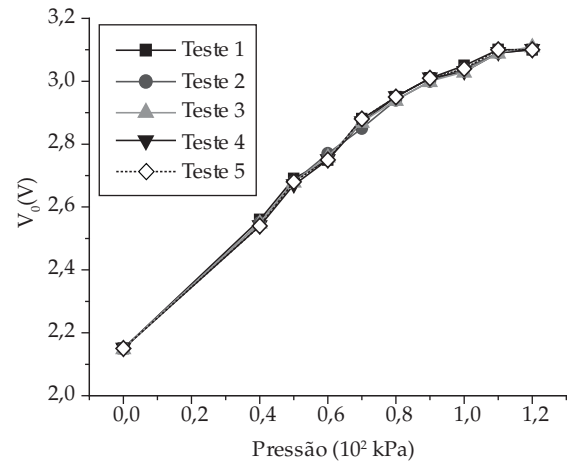


Figura 3. Curvas de calibração obtidas com o dispositivo capacitivo. **Figure 3.** Calibration curves obtained with the capacitive device.

O sistema luminoso consiste de um conjunto de diodos emissores de luz (LEDs), alimentado pelo sinal gerado pelo sensor capacitivo. Na Figura 4 é apresentado o esquema deste circuito eletrônico. O valor máximo de pressão detectado pelo sensor foi utilizado como tensão de referência (V_R) no circuito comparador para o acionamento dos LEDs. O desempenho do dispositivo luminoso foi avaliado em testes de laboratório, utilizando o equipamento pneumático e considerando valores de pressão obtidos com os sujeitos submetidos à tração manual.

Para testar a metodologia proposta, 5 sujeitos foram submetidos à tração manual. Os sujeitos, todos de sexo masculino, apresentavam massa corporal variando entre 60 e 87 kg e altura entre 1,69 e 1,83 m. Assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, estando cientes de todos os procedimentos.

A tração manual foi aplicada pela face palmar do examinador sob a região lombo-sacral do sujeito, que permaneceu em decúbito dorsal com os membros inferiores flexionados. Após a tração, o sujeito foi mantido numa postura, com a coluna lombar em contato direto com o colchão fixado no divã. Acredita-se que a manutenção desta posição durante cada sessão, por aproximadamente vinte minutos, seja fundamental para melhorar o quadro algico do paciente e corrigir eventualmente a hiperlordose.

A fim de avaliar a reprodutibilidade da força aplicada pelo examinador, foi feita uma análise de variância (ANOVA *one-way*) para verificar as variações da força intra e inter grupos, com nível de significância

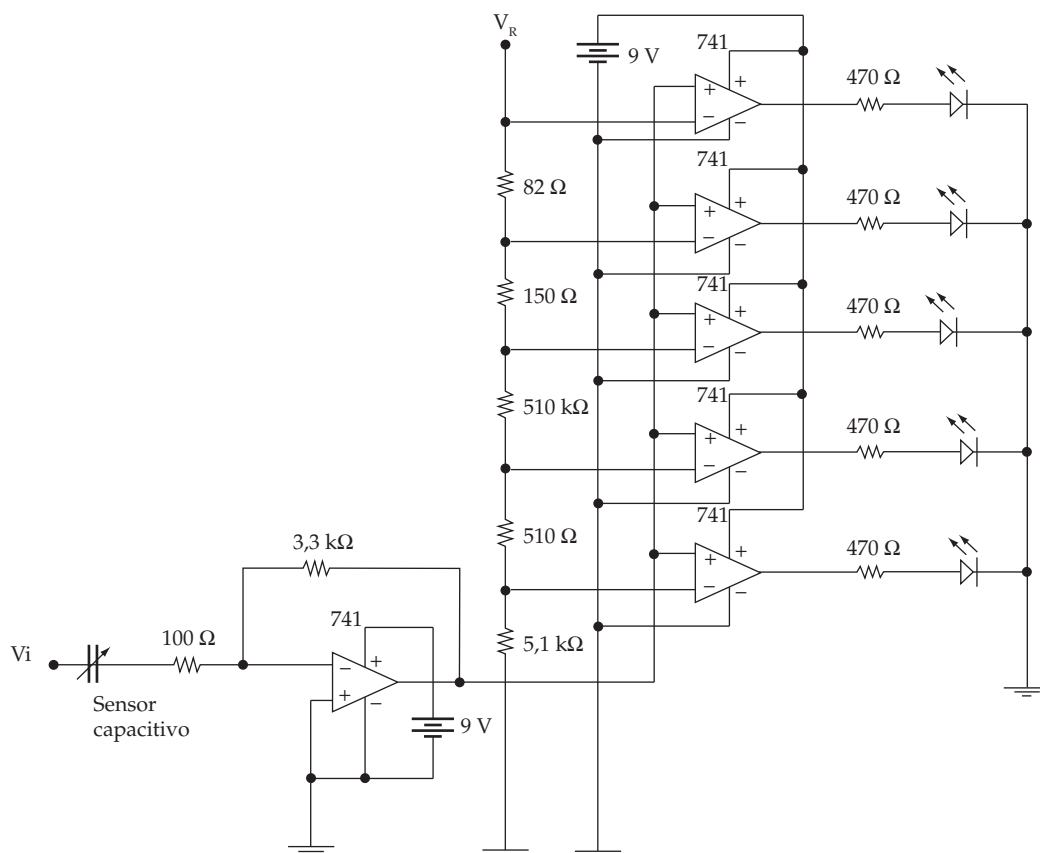


Figura 4. Esquema do circuito de acionamento do dispositivo luminoso. V_R é a tensão de referência correspondendo ao valor da pressão máxima detectável pelo sensor. **Figure 4.** Electronic circuitry for the alert system. V_R is a reference voltage corresponding to the maximum detectable pressure by the sensor.

$p = 0,05$, mediante o *software* NCSS/PASS 2000. Antes da realização do teste estatístico, foi verificado que as observações em cada grupo seguem uma distribuição normal, e foi aplicado o teste de Levene para variâncias homogêneas. Este último procedimento poderia ser dispensado considerando que os tamanhos das amostras em cada grupo são iguais.

Resultados

Os testes de calibração do sistema de medição da força de tração, por dinamometria, permitiram verificar que os valores medidos da força peso apresentam desvios inferiores a 0,2 N, conforme as especificações do fabricante da balança tipo *hanging*.

Na Tabela 1 são apresentados os valores medidos da força máxima aplicada (F_{Ap}) pelo fisioterapeuta para 10 sessões realizadas duas vezes por semana nos 5 sujeitos examinados.

Pode-se notar que, para todos os sujeitos, a força de tração aplicada varia sensivelmente entre as sessões, mostrando uma média geral da ordem de

90 N. Verifica-se pela análise estatística que as diferenças das médias inter e intra grupos para a força de tração aplicada pelo examinador não foram estatisticamente significativas ($p = 0,334$).

A fim de obter o comportamento dinâmico da tração manual, ou seja, a variação da força aplicada durante a tração manual, o dinamômetro foi substituído por sensor potenciométrico, que foi fixado no braço do fisioterapeuta. A Figura 5 mostra o sinal elétrico na saída do sensor potenciométrico conectado a um osciloscópio, durante a tração manual realizada por quatro fisioterapeutas. Pode ser destacado que a dinâmica da tração manual depende fortemente do examinador.

O acompanhamento da manutenção da postura pós-tração em função do tempo foi feito mediante o sensor capacitivo desenvolvido. A Figura 6 mostra a variação da pressão exercida pela região lombar em função do tempo, para as 10 sessões do sujeito 2.

Pode-se observar na Figura 7 o comportamento dos 5 sujeitos no que diz respeito à manutenção da postura

Tabela 1. Valor medido da força aplicada (F_{ap}) pelo examinador nas 10 sessões. **Table 1.** Mean value of the measured force applied (F_{ap}) by the physiotherapist during the ten sessions.

Sessão	F_{Ap} (N)				
	Sujeito 1	Sujeito 2	Sujeito 3	Sujeito 4	Sujeito 5
1	96,73	82,40	87,51	91,82	85,35
2	107,52	77,30	71,61	88,68	73,58
3	92,21	72,40	88,68	70,63	80,44
4	102,42	117,52	113,99	78,48	82,40
5	85,54	99,08	91,23	87,31	87,90
6	92,21	118,90	88,09	94,96	70,04
7	102,42	77,30	97,12	101,24	98,88
8	107,91	82,99	80,44	87,31	98,10
9	117,72	89,27	78,09	117,72	71,61
10	99,87	93,39	106,93	127,53	123,61
F_{Ap} Média	100,45	91,04	90,35	94,57	87,21
Desvio Padrão	9,32	16,38	12,85	17,17	16,28

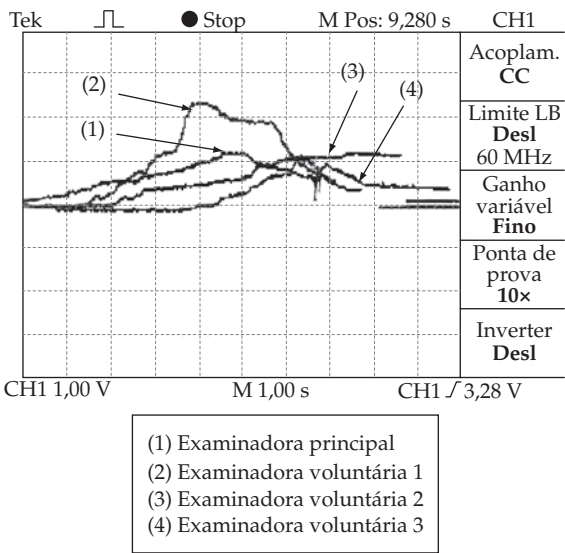


Figura 5. Curvas de força de tração exercida por quatro fisioterapeutas durante a tração manual. **Figure 5.** Traction force exerted by four physiotherapists measured during manual traction.

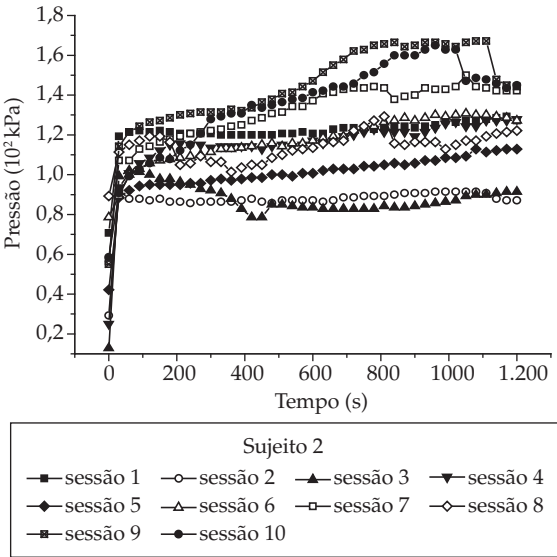


Figura 6. Gráfico da pressão exercida pela região lombar em função do tempo para o sujeito 2, durante as dez sessões. **Figure 6.** Loads in the lumbar spine measured as a function of time for subject 2, during the ten sessions.

pós-tração. Destaca-se que todos os sujeitos mantiveram a pressão exercida pela região lombar, durante o período de mobilização, a um valor que difere de um sujeito para outro. Os sujeitos 1, 3 e 5 apresentaram valores entre $0,4 \cdot 10^2$ kPa e $0,7 \cdot 10^2$ kPa; enquanto os sujeitos 2 e 4 mantiveram a postura exercendo uma pressão em torno de 10^2 kPa e $0,2 \cdot 10^2$ kPa, respectivamente.

No que diz respeito ao sistema luminoso, os testes foram realizados considerando um valor da pressão aplicada de $1,2 \cdot 10^5$ Pa, o que corresponde à pressão máxima aplicada pelos sujeitos sobre o sensor capacitivo, logo após a tração manual (Figuras 6 e 7). A Figura 8 ilustra o funcionamento do dispositivo luminoso quando submetido (ou não) a uma pressão.

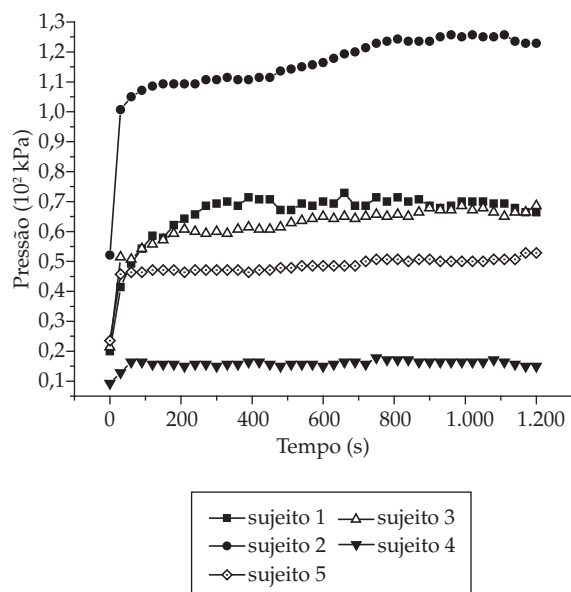


Figura 7. Gráfico da média da pressão exercida pela região lombar de cada sujeito em função do tempo.
Figure 7. Average loads in the lumbar spine measured as a function of time for all subjects.

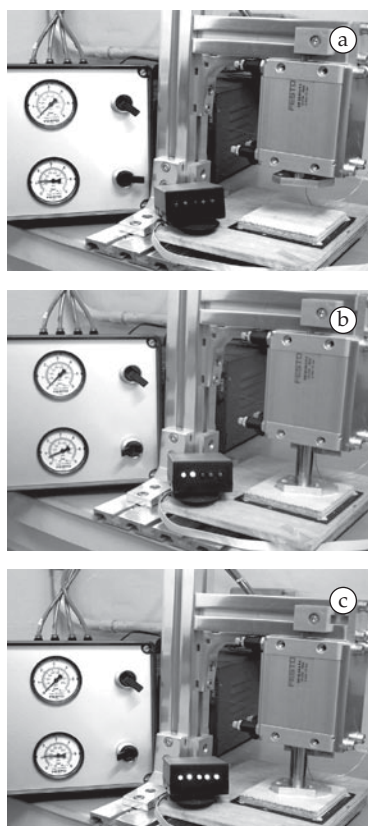


Figura 8. Testes do sistema luminoso. a) sem pressão aplicada; b) com pressão baixa ($0,5 \cdot 10^2$ kPa) e c) com pressão elevada ($1,2 \cdot 10^2$ kPa). **Figure 8.** Experimental tests of the alert system. a) without applied pressure; b) with low pressure ($0,5 \cdot 10^2$ kPa) and c) with high pressure ($1,2 \cdot 10^2$ kPa).

Discussão

Neste trabalho a intensidade da força de tração realizada pelo examinador durante a tração lombar, foi mensurada mediante a dinamometria. Os valores obtidos são da ordem de 90 N, e, conforme a análise estatística feita, mostram diferenças não significativas tanto entre as sessões quanto para os voluntários ($p > 0,05$). Isto implica que o profissional da fisioterapia tem um controle razoável da reprodutibilidade da força aplicada; entretanto, Harms *et al.* (1999) afirmam que embora alguns profissionais sejam capazes de repetir a força aplicada com razoável precisão, muitos demonstram diferenças nestas quantificações, e segundo Simmonds *et al.* (1995), durante o procedimento da tração manual é necessário considerar a direção e a magnitude da força aplicada.

Na literatura afirma-se que não há nenhum método que assegure a reprodutibilidade da força aplicada durante a realização da manipulação para cada terapia, portanto a tração manual é baseada na percepção subjetiva do examinador (Simmonds *et al.*, 1995). Isto pode ser contestado pelo presente trabalho, uma vez que obtivemos uma boa reprodutibilidade da força aplicada pelo examinador e pudemos observar que esta não varia significativamente, independente do peso do sujeito examinado.

A tração manual na região lombar constitui uma manobra difícil de ser realizada, em comparação às outras regiões da coluna vertebral, devido ao fato que pelo menos metade do peso corporal precisa ser mobilizado e a força de fricção nesta região precisa ser vencida (Kisner e Colby, 1998). Segundo estes autores, o valor baixo da força de tração medido pode ser explicado pelo fato que o examinador precisa usar todo o seu peso corporal para fazer a tração e, ao aplicar a força de tração, o tórax necessita ser estabilizado.

No presente trabalho foi verificado que a colocação de um sensor de pressão na região lombar possibilita o monitoramento da manutenção dos sujeitos na postura pós-tração, de maneira simples e com boa sensibilidade (Figuras 4 e 5); e que uma perda da manutenção pode ser acompanhada com facilidade.

O dispositivo luminoso desenvolvido permite que uma eventual perda da manutenção seja visualizada pelo sujeito através de uma escala luminosa relacionada à pressão exercida; isto possibilita a correção e manutenção da postura. O sistema de alerta proposto permite diminuir a intervenção do examinador e facilita a auto-conscientização do sujeito.

Conclusão

A força a ser aplicada para a tração foi determinada a cada sessão de tração manual. Os resultados obtidos indicam que para um mesmo examinador, as variações observadas entre as sessões não são estatisticamente significativas. A análise estatística mostrou também que há certa independência da força aplicada em relação ao peso corpóreo do paciente.

O dispositivo capacitivo desenvolvido mostrou um desempenho satisfatório para a medição da pressão exercida pela região lombar do paciente sobre o divã. Uma perda da manutenção da posição pós-tração pode ser rapidamente detectada e corrigida pelo examinador.

Os testes realizados com o sistema de alerta proposto indicam que o monitoramento da manutenção da postura poderia ser feito diretamente pelo paciente e permitir a auto-conscientização do mesmo.

Agradecimentos

Os autores agradecem à FAEP (Fundação de Amparo ao Ensino e Pesquisa da UMC) pelo auxílio financeiro.

Referências

DIAS, C. R. D. Avaliação do uso de recursos e custos em pacientes com lombalgia crônica acompanhados em

um centro terciário em assistência à saúde da cidade de São Paulo. São Paulo, 2002. Tese (Mestrado em Reumatologia) - Universidade Federal de São Paulo - UNIFESP.

FIGUEIREDO, M. R. Efeito do método reeducação postural global em pacientes com hérnia discal lombar com radiculopatia: estudo de um caso. São Paulo, 2000. 79 p. Monografia (Pós-graduação em Fisioterapia Neurológica) - Universidade Cidade de São Paulo - UNICID.

HARMS, M. C.; INNES, S. M.; BADER, D. L. Forces measured during spinal manipulative procedures in two age groups. *Rheumatology*, v. 38, n. 3, p. 267-274, 1999.

KISNER, C.; COLBY, L. A. **Exercícios terapêuticos**: fundamentos e técnicas. 3 ed. São Paulo: Manole, 1998. 746 p.

KNOPLICH, J. **Enfermidades da Coluna Vertebral**: uma visão clínica e fisioterápica. 3 ed. São Paulo: Robe, 2003. 535 p.

MAITLAND, G. D. **Vertebral manipulation**. 5 ed. London: Butterworth-Heinemann, 1986. 400 p.

PERRUCCI, P. S. **Proposta de uma Nova Metodologia para a Avaliação da Força Oclusal, in vitro**. Mogi das Cruzes, 2004. Tese (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Universidade de Mogi das Cruzes - UMC.

SIMMONDS, M. J.; KUMAR, S.; LECHTEL, E. Use of a spinal model to quantify the forces and motion that occur during therapists' tests of spinal motion. *Physical Therapy*, v. 75, n. 3, p. 212-222, 1995.