

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE MEDICINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS CIRÚRGICAS

PADRONIZAÇÃO DE UM PROTOCOLO DE ELETROMIOGRAFIA DE
SUPERFÍCIE EM VOLUNTÁRIOS SAUDÁVEIS – UM NOVO DESFECHO NOS
ESTUDOS DA PAREDE ABDOMINAL

André Vicente Bigolin

Orientador: Leandro Totti Cavazzola

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

2017

ÍNDICE

Agradecimentos	Página 2
Resumo / Abstract	Página 3
1. Introdução	Página 6
2. Revisão da Literatura	Página 8
2. 1 Anatomia	Página 8
2.2 Novos Desfechos	Página 9
- Qualidade de vida	Página 9
- Uma outra forma de avaliar a qualidade de vida	Página 10
- Avaliação funcional	Página 11
A teoria do core	Página 11
Dinamômetro eletrônico e testes Funcionais	Página 12
Eletromiografia de superfície	Página 14
Análise	Página 16
- Capacidade Funcional	Página 17
3. Referências	Página 19
4. Objetivo	Página 25
5. Artigo – versão completa em Português	Página 26
Tabelas	Página 43
Figuras	Página 50
6. Artigo / Article – versão completa em Inglês	Página 55
Tabelas / Tables	Página 70
Figuras / Figures	Página 78

AGRADECIMENTOS

Meus agradecimentos se iniciam por quem foi meu primeiro orientador, quem fez tudo ser apenas uma continuidade e que há 12 anos persiste sendo um exemplo e também um grande amigo.

Aos meus pais, fonte dos meus valores, obrigado por se fazerem perto mesmo nas horas que me fiz ausente.

À Luciana, por estar sempre ao meu lado nos desafios da vida e contribuir nas revisões e argumentações quase diárias e persistentes mas que possibilitaram a conclusão deste estudo.

Aos amigos que assumiram comigo a responsabilidade de finalizar este projeto de vida e fizeram tudo mantendo um ambiente de parceria, compromisso com a ciência e preocupação em garantir a qualidade da medicina que oferecemos aos nossos pacientes. Entre todos, cito Alexandre, Pedro, Rafaela, Renan, Rodolfo, Rodrigo, Professor Rodrigo, João e Natalino. Todas essas pessoas merecem mais do que essa citação, pois fazem parte desta conquista.

RESUMO

Introdução: Evitar a recidiva da hérnia não é o bastante. Para obter melhores desfechos cirúrgicos, é necessário entender a influência da hérnia e de seu tratamento sobre a função da parede abdominal. Alguns autores já estudaram a força dos músculos do core, mas a ativação desses músculos durante testes clinicamente validados para hérnia nunca foi avaliada.

Objetivo: Descrever um protocolo de avaliação dos músculos abdominais, envolvendo exercícios isométricos, isocinéticos e movimentos respiratórios avaliados pela eletromiografia de superfície (*surface electromyography*, SEMG)

Métodos: Foram avaliados 20 voluntários saudáveis. Um detalhado protocolo de três etapas foi desenvolvido com dois exercícios diferentes em cada uma: 1-A: contração isométrica em decúbito dorsal, 1-B: contração isométrica em decúbito lateral; 2-A: esforço expiratório máximo, 2-B: esforço inspiratório máximo; 3-A: Biodex[®] isocinético; 3-B: Biodex[®] isométrico. SEMG foi utilizada para avaliar os músculos retoabdominal (RA), oblíquo externo (OE) e oblíquo interno e transversos (I/T).

Resultados: As médias de pico de ativação e o root mean square provenientes da análise do sinal cru da eletromiografia foram normatizadas. A ativação dos músculos avaliados foi maior nas Etapas 1-A e 3-A. O I/T foi o músculo de maior ativação na Etapa 1-A e o OE na Etapa 1-B. A ativação do RA foi coadjuvante nos testes respiratórios, principalmente na Etapa 2-A. Na Etapa 3, não houve diferença seletiva de ativação muscular.

Conclusão: Foram apresentados os parâmetros de ativação da musculatura abdominal em voluntários saudáveis, os quais servem de base para futuros estudos sobre patologias da parede abdominal e sua função.

Palavras-chave: hérnia, parede abdominal, músculos, torque, eletromiografia, força muscular, cinesiologia

ABSTRACT

Introduction: Preventing relapse is not enough: to achieve better surgical outcomes, the influence of hernias and their treatment on abdominal wall function must be understood. Although some authors have already studied strength, the activation of core muscles during clinically validated hernia tests has never been evaluated.

Objective: To describe an abdominal muscle evaluation protocol that involves analyzing isokinetic, isometric and respiratory movements with surface EMG.

Methods: Twenty healthy volunteers were evaluated. A meticulous testing structure was developed with two different tasks on each step: 1-A: isometric contraction in dorsal decubitus, 1-B: isometric contraction in lateral decubitus; 2-A: maximum expiratory effort, 2-B: maximum inspiratory effort, 3-A: isokinetic Biodex testing, 3-B: isometric Biodex testing. Wireless six-channel electromyography was performed to evaluate rectus abdominis (RA), external oblique (EO) and internal/transverse (I/T) muscles.

Results: The peak-to-peak and root mean square amplitudes obtained from the raw EMG signal were normalized. Activation of the evaluated muscles was greater in steps 1-A and 3-A. The greatest activation observed in steps 1-A and 1-B was in the I/T and OE muscles, respectively. RA activation was supportive in the respiratory tests, mainly step 2-A. In step 3 there was no selective difference in muscle activation.

Conclusions: The parameters of abdominal muscle activation in healthy volunteers were determined. These results can serve as the basis for future studies on abdominal wall pathologies and function.

Keywords: Hernia, Abdominal Wall, Muscles, Torque, Electromyography, Muscle Strength, Muscle Strength Dynamometer, Task Performance, Kinesiology

1. INTRODUÇÃO:

A surgimento de hérnia abdominal é uma das complicações mais prevalentes após um procedimento cirúrgico. As taxas ficam em torno de 10% dos casos, mas podem chegar a 50% em pacientes com muitos fatores de risco [24]

O tratamento cirúrgico está indicado na maioria dos casos diagnosticados. Encarceramento, aspecto inestético, dor lombar e fraqueza da parede abdominal são consequências de hérnias de grande porte. A qualidade de vida de pacientes com hérnia incisional é diretamente afetada. [45] [38]

Uma grande quantidade de recursos da saúde é aplicada no tratamento de pacientes com hérnia. [11] A recidiva é sempre traumática, por agregar complexidade ao tratamento e impactar nos desfechos e custos.

A utilização de próteses sintéticas ou menos comumente biológicas foi fator determinante para reduzir de forma significativa o risco de recorrência e torná-lo algo muito menos representativo. [44] [4]

Desde então, foi possível partir em busca de novos desfechos, como devolver rapidamente o paciente às suas atividades laborais, recuperar sua capacidade física e possibilitar a execução de movimentos funcionais – sentar, levantar, caminhar, saltar, correr, carregar objetos –, além de manter suas necessidades fisiológicas e de relacionamento pessoal. Todos esses desfechos estão diretamente ligados a uma melhora da qualidade de vida dos pacientes.

O motivo pelo qual se acredita que o funcionamento adequado da parede abdominal seja fundamental para atingir esses desfechos parte do entendimento da importância da mecânica da parede abdominal como alicerce da estruturação abdomino-toraco-lombo-pélvica. Existe um complexo sistema de alternância de

pressões e sustentação/estabilização articular que permite a execução de movimentos.

[41]

Adaptações das técnicas cirúrgicas de tratamento das hérnias foram implementadas, como o posicionamento da tela abaixo da aponeurose (*sublay*) como fator protetor do aparato musculoaponeurótico, videolaparoscopia para garantir o acesso direto à parede posterior com menor trauma tecidual, e técnicas de separação de componentes ou mobilização de retalhos para garantir o fechamento do defeito e a reaproximação da musculatura. [2] [16]

Apesar de um dos principais objetivos do aprimoramento técnico tenha sido devolver a funcionalidade, estes foram baseados em conceitos da física, experiência profissional ou conhecimentos de outras patologias. Torna-se impossível quantificar a significância de cada avanço técnico sem definirmos um mecanismo de quantificação do retorno à funcionalidade.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Anatomia

A parede abdominal anterior ou anterolateral é composta de quatro músculos: músculo retoabdominal (RA), músculo oblíquo externo (OE), músculo oblíquo interno (OI) e músculo transverso (MT). O músculo RA tem suas fibras em orientação longitudinal e é responsável pela flexão do ventre e extensão da coluna, tendo inserção proximal no apêndice xifoide e entre os 5º e 7º arcos costais e inserção distal na sínfise púbica. Além disso, é subsegmentado transversalmente por interseções conjuntivas e longitudinalmente pela linha alba. Esta é formada pelas aponeuroses dos músculos oblíquos e transversos, que na porção superior envolvem igualmente a face anterior e posterior do músculo RA e na porção infraumbilical, cerca de 4 cm abaixo do umbigo, envolvem apenas a face anterior do músculo RA, não havendo recobrimento pela aponeurose abaixo da linha arqueada na face posterior desse músculo. O músculo OE tem sua origem nas últimas oito costelas. Suas fibras têm orientação ínfero medial e se inserem na crista ilíaca e no tubérculo púbico. A fáscia do OE, em seu limite posterior, se dobra formando o ligamento inguinal e a parede anterior do canal inguinal. O músculo OI tem localização profunda ao externo e suas fibras cursam obliquamente em sentido inverso, desde a crista ilíaca e o ligamento inguinal até a inserção nas três últimas costelas. Os músculos oblíquos têm função de rotação do tronco e flexão lateral do dorso. Profundamente a todos os já descritos, existe o MT do abdome, que tem orientação transversa e origem na fáscia toracolombar e inserção na linha alba. [10]

2.2 Novos Desfechos

Qualidade de vida

O reparo livre de tensão nas hérnias ventrais melhorou os resultados do tratamento dessa patologia e reduziu a recidiva [4]. A cirurgia então proposta deve partir do pressuposto de que a recidiva já é um problema com solução. As análises voltaram-se para os desfechos funcionais, com maior foco na qualidade de vida. A mensuração da qualidade de vida após um procedimento cirúrgico foi motivo de avaliação principalmente com o aumento do número de técnicas minimamente invasivas, a exemplo da colecistectomia videolaparoscópica.

Existem duas formas de avaliar a qualidade de vida: através de questionários genéricos e doença-específicos. Os primeiros fornecem uma ideia global de como está a saúde do paciente. O Short Form Health Survey 36 (SF-36) é um exemplo de questionário bem validado e reproduzido em diversas populações em todo o mundo, inclusive no Brasil [46] [6]. É um questionário multidimensional formado por 36 itens, englobados em oito componentes: capacidade funcional, aspectos físicos, dor, estado geral da saúde, vitalidade, aspectos sociais, aspectos emocionais e saúde mental. O escore vai de 0 a 100, sendo 100 o melhor estado de saúde.

Os questionários específicos têm a característica de serem mais sensíveis quando se avaliam pacientes submetidos a uma intervenção por uma determinada patologia e são preferíveis quando o objetivo é avaliar a resposta a um tratamento. O Carolinas Comfort Scale (CCS) foi desenhado para avaliar pacientes com hérnia da parede abdominal. Ele mede o grau de dor, sensação e limitação da atividade devido à colocação de uma tela nas seguintes situações: deitar, sentar, levantar e realizar

atividades diárias. Esse questionário foi validado com o uso do questionário SF-36 [14].

Hope et. al. utilizaram os questionários SF-36 e CCS e evidenciaram, em 2008, que pacientes com hérnias ventrais corrigidas por videolaparoscopia apresentavam uma melhora nos escores desses questionários em relação a pacientes operados pela técnica aberta [17].

Uma outra forma de avaliar a qualidade de vida

A qualidade de vida e a saúde global estão diretamente relacionadas ao grau de atividade física. A inatividade física pode ser considerada um fator de risco para diversas patologias e um problema de saúde pública, gerando gastos a toda sociedade. Esse tema tem sido cada vez mais estudado. O Questionário Internacional de Atividade Física (*International Physical Activity Questionnaire*, IPAQ) é uma ferramenta divulgada pela Organização Mundial de Saúde para avaliar o nível de atividade física em populações de todo o mundo [7].

O IPAQ já foi amplamente estudado e validado em diversos países. Possui versão em português e validação em população brasileira. Pode ser aplicado por telefone ou autoaplicado e não traz prejuízo se utilizado como referência para análise das atividades em uma semana usual ou na última semana. A forma longa é dividida em cinco sessões: atividade física no trabalho, no transporte, em casa, como recreação ou lazer e o tempo gasto sentado [28].

O IPAQ já foi avaliado como desfecho cirúrgico e preditor de evolução pós-operatória. Quando empregado em obesos submetidos a cirurgia bariátrica, possibilitou evidenciar que pacientes com maior índice de atividade física apresentam menor reganho de peso [31].

Avaliação funcional

A teoria do core

A definição mais comumente aceita é a de que o core é composto por esqueleto ósseo, ligamentos e musculatura da porção inferior da coluna lombar, abdome, pelve, quadril e parte proximal das extremidades inferiores. Os músculos considerados chave são os da parede abdominal, assoalho pélvico, eretores da coluna lombar/dorsal, e também os de sustentação das cinturas escapular e pélvica. [22]

Esses músculos podem ser divididos didaticamente em dois sistemas, de acordo com a sua função principal. Os músculos com origem ou inserção na coluna vertebral formam o sistema local. Eles têm ação mais local e dependente da posição do corpo e controlam a estabilidade e a curvatura da coluna. Os músculos que formam o sistema global têm origem na pelve e inserção na caixa torácica ou vice-versa; assim, esse sistema promove a transferência de carga entre essas duas estruturas, distribuindo as forças externas sobre o corpo. [39]

A atividade do core é melhor entendida como um sistema que envolve uma interação pré-programada de vários músculos, com o objetivo de promover estabilidade proximal e, com a geração de força, garantir o movimento da parte distal mantendo a proteção articular. [22]

Um funcionamento adequado do sistema neuromuscular é essencial para a estabilização promovida pelo core. O sistema capta informações proprioceptivas – posição, velocidade e força – e as envia ao sistema nervosa central. A ação modulada pelo sistema nervoso promove a estabilidade pela ativação balanceada e específica da musculatura. Isso significa que a estabilidade do core é um processo dinâmico que

exige uma ótima capacidade muscular e um sistema neurológico íntegro para garantir uma interação rápida entre a informação sensitiva e a resposta muscular. [41]

A avaliação do core deve ser dinâmica e ter foco específico em cada músculo, cada ação e em diferentes direções (atividades triplanares). [22]

Dinamômetro eletrônico e testes funcionais

A maneira mais comumente utilizada para traduzir em números a força exercida pela produção de um movimento é a utilização de dinamômetros eletrônicos

Um estudo de Kind et al. foi pioneiro ao considerar a funcionalidade da parede abdominal como um desfecho para pacientes submetidos a procedimento cirúrgico [23]. Esses autores avaliaram 25 pacientes submetidos a reconstrução mamária com retalho de musculatura abdominal (TRAM). Como formas de avaliação foram utilizados um dinamômetro triaxial B200, avaliação de satisfação pelo paciente, avaliação física executada por fisioterapeuta e um questionário sobre atividade física. Foi evidenciada uma perda significativa de função nas primeiras 6 semanas de pós-operatório, que foi recuperada no sexto mês após o procedimento. Os autores relataram alterações significativas nos grupos avaliados apenas no teste com o dinamômetro e referem este como o método mais sensível dentre os avaliados.

Em 2011, um estudo de pesquisadores suecos avaliou o uso do sistema Biodex[®] (Biodex Corporation, Shirley, Nova Iorque, EUA) em pacientes com patologia da parede abdominal [12]. Esse sistema consiste em um dinamômetro eletrônico, utilizado para reabilitação e também avaliação de força em grupos musculares específicos. Esse estudo foi o primeiro a validar um teste para avaliação funcional da parede abdominal. Devido à inexistência de outros testes para o mesmo fim, a validade externa do sistema foi constatada através de uma escala-análogo visual para

autoavaliação da função abdominal, a qual foi associada ao IPAQ para aumentar o poder da avaliação. Esses parâmetros forneceram um grau de validade externa e reprodutibilidade importante ao Biodex[®] system 4 para pacientes saudáveis e também para pacientes com hérnias de grande porte.

O mesmo grupo de pesquisadores utilizou esse sistema para avaliar pacientes submetidos a herniorrafia incisional para diferentes reparos cirúrgicos [19]. Esse estudo realizou a avaliação em um período tardio do pós-operatório, o que pode justificar a ausência de diferença na comparação das técnicas avaliadas. A cirurgia realizada pode não ter sido suficiente para deixar um déficit funcional permanente, sendo a lesão por ela causada completamente recuperada antes de completar 1 ano da intervenção. Essa avaliação foi transversal e a função abdominal prévia à intervenção não foi analisada, impossibilitando demonstrar o impacto da cirurgia e também a comparação entre os grupos. É necessária portanto uma avaliação mais precoce e progressiva, que traduza desfechos de tempo para reabilitação pós-operatória e retorno às atividades.

Parker et al. realizaram um estudo visando estabelecer um escore para graduação da força da musculatura abdominal [36]. Dois testes físicos foram utilizados na formulação final do escore. Esse modelo mostrou-se bastante prático, de baixo custo e boa reprodutibilidade. Em contrapartida, não possui validação externa, e o dinamômetro eletrônico não permite o controle das forças envolvidas na realização do movimento, a realização de testes específicos de isometria e isocinética, além de não fornecer valores de força (Newtons), que permitem uma análise menos subjetiva.

Uma revisão recente da literatura resumizou todos os estudos que utilizaram dinamômetros para avaliação funcional da parede abdominal. Apesar de representar uma grande evolução no entendimento e na criação de métodos de quantificação da

funcionalidade da parede abdominal, foram analisados estudos pequenos e com metodologia pouco padronizada. Os autores concluíram que as evidências não são fortes o suficiente para permitir estabelecer uma técnica padrão com base nos resultados hoje disponíveis. [18]

Eletromiografia de superfície

O treinamento e a reabilitação do core já foram avaliados em diversos estudos com base na análise da ativação muscular pela eletromiografia (EMG) [42]. A alteração nos padrões de ativação muscular em pacientes com dor lombar crônica também já foi elucidada. [34] [15] [35]

A EMG é um exame diagnóstico amplamente utilizado na avaliação das doenças neuromusculares, pois pode determinar o grau de atividade do músculo em cada período do movimento, se existe ou não ativação muscular em um determinado movimento, além da relação de sinergismo entre os músculos para gerar aquele movimento.. Sua obtenção é simples para pessoas bem treinadas e os resultados podem ser utilizados para obter um padrão de atividade do músculo no repouso ou em movimento. O traçado captado corresponde ao campo elétrico gerado pela difusão iônica dentro do músculo.

Existem duas técnicas: a EMG com agulha (EMGA) e a de superfície (SEMG). Esta última vem ganhando espaço no estudo da cinesiologia, chegando a ser chamada de cinesioeletromiografia, pois permite o estudo do músculo em movimento [30], além de possuir algumas vantagens, como o fato de ser não invasiva, ter boa reprodutibilidade e permitir a avaliação global da musculatura sob teste. Esta última característica é positiva por fornecer uma informação sobre o grupo de músculos envolvidos no movimento. Por outro lado, o chamado *cross talk*, ou cruzamento de

informações, não permite a avaliação específica do papel de cada músculo na execução do movimento. Além disso, possui registro da atividade em menor amplitude e exige o preparo obsessivo e adequado da pele. Em uma revisão sobre o uso da SEMG no esporte, Massó et al. expuseram as aplicações da mesma. Segundo esse estudo, existe embasamento suficiente para o uso da SEMG para avaliação de performance esportiva e de desordens neuromusculares; no campo da reabilitação e do treinamento muscular específico (como no treinamento postural); na análise do movimento; avaliação da fadiga muscular, coativação e sinergismo muscular; além da aferição da atividade muscular durante um processo diagnóstico ou terapêutico. Essas características fazem da SEMG um método de avaliação capaz de produzir variáveis exatas, que permitem a comparação entre músculos sadios e patológicos de um mesmo paciente ou entre pacientes e um grupo controle [26].

Alguns passos devem ser observados na aplicação da SEMG. O paciente deve ser orientado antes da realização do teste, já que seu entendimento pode alterar os resultados obtidos. A pele deve ser criteriosamente preparada, com leve abrasão para a remoção da camada superficial de células mortas. O posicionamento dos eletrodos deve ser repetido em todos os casos avaliados e guiado por estudos que visaram diminuir a interferência de outros grupamentos musculares na avaliação, o chamado *cross talk*. [21] [47] [29]

Com o estudo do posicionamento adequado dos eletrodos, observou-se uma redução significativa do *cross-talk*. O estudo de Ng et al sugeriu o posicionamento dos eletrodos na parede abdominal [33]. Nesse estudo é recomendada a colocação do eletrodo do músculo RA abdominal 1 cm à direita da linha média e 2 cm caudal à cicatriz umbilical. Os eletrodos do OE foram posicionados de forma diagonal, em uma linha que conecta a margem inferior do rebordo costal e o tubérculo púbico.

Marshall et al. sugerem, para os músculos OI e MT, que os eletrodos sejam posicionados horizontalmente a 2 cm medial e inferior à espinha íliaca anterossuperior. Esse ponto é considerado o local de fusão entre o OI e o MT. [25]

O estudo de Beith et al. evidenciou que o posicionamento dos eletrodos para OE conforme exposto acima possibilita uma baixa interferência de sinais entre OE e OI [3]. Na posição dos eletrodos recomendada para o RA, é difícil que haja interferência, devido à sua singular posição anatômica [9]. A maioria dos estudos considera o OI e o MT como uma estrutura única, pela sua função semelhante e situação muito próxima. A interferência entre OI/MT e OE é mínima [5]

Em uma revisão da literatura publicada entre 1950 e 2008, foram encontrados 87 estudos sobre o uso da EMG em exercícios da parede abdominal. A maioria destes não possuíam padronização metodológica ou não obtiveram uma amostra significativa. Entre os estudos de maior significância (13 estudos), observou-se a predominância do uso da SEMG [30]. Apenas o estudo de Junker et al. realizou também a avaliação com EMG intramuscular [20].

A maioria dos autores posicionaram os eletrodos no lado direito do abdome, acima ou abaixo da cicatriz umbilical. Uma distância de 3 cm lateral à cicatriz umbilical foi observada para o posicionamento dos eletrodos para o RA. Alguns estudos estabeleceram uma distância específica de 15 cm lateral ao umbigo e outros a linha hemiclavicular como ponto de fixação para avaliação do OE. Os estudos avaliavam geralmente os músculos OE e RA, sendo em alguns adicionada a avaliação do OI/MT.

Análise

Diversos fatores podem interferir diretamente nos sinais de ativação muscular

obtidos pela EMG, como a configuração dos eletrodos (distância entre eles e formato da área abrangida), local de fixação dos eletrodos e área do músculo que ele avalia, assim como a sua orientação em relação às fibras musculares e até a temperatura. [8] Também fatores considerados intrínsecos, como fluxo sanguíneo na musculatura avaliada, bioquímica, distância do eletrodo para o músculo, quantidade de tecido e sua densidade entre o músculo e o eletrodo, podem influenciar no resultado do teste. [13]

Esses fatores têm uma variabilidade muito grande entre diferentes momentos de avaliação, diferentes indivíduos, exercícios realizados e músculos avaliados. Assim, torna-se muito difícil estabelecer parâmetros de normalidade frente a dados “crus” obtidos com a EMG. Para tornar os resultados de atividade obtidos com a EMG comparáveis e reproduzíveis, a solução é realizar a normalização dos resultados frente a um valor de referência. Não há um único melhor método de normalização, mas o valor para normalização mais comumente utilizado é o pico de ativação máxima obtido em teste de contração voluntária máxima (CVM). [13]

O exercício de contração isométrica voluntária máxima deve ser sempre repetido três vezes, com pelo menos 2 minutos de intervalo para evitar a fadiga, e o valor máximo é obtido como referência para normalização do sinal, [27] a qual permite a comparação entre indivíduos, músculos e exercícios diferentes.

Capacidade Funcional

Testes de capacidade funcional são amplamente utilizados para prever o prognóstico de pacientes com doenças sistêmicas e musculares. Entre eles, o teste de caminhada de 6 minutos tem boa aceitação, além de valor prognóstico [43]. A avaliação da força dos membros inferiores vem sendo realizada através do teste de

sentar e levantar em 30 segundos, que já demonstrou ser uma mensuração válida e confiável da força proximal de membros inferiores. Esses testes são simples, mensuram a capacidade funcional por meio de informações básicas, são de fácil aplicação, bem tolerados, não necessitam de equipamentos especiais, além de serem representativos das atividades de vida diária. [40]

O teste da pressão inspiratória (PI) e expiratória (PE) máxima possui correlação direta com os testes de capacidade funcional já mencionados e pode prever uma condição de baixo desempenho físico/funcional [37]. A pressão é medida a partir do volume residual e da capacidade pulmonar total, com um manovacuômetro (Famabras, Indústria Brasileira) escalonado em -300 a $+300$ cmH₂O. Esse é um teste já amplamente aplicado e seus valores normais já foram descritos na população. [32]

A musculatura abdominal está diretamente envolvida na execução das incursões inspiratórias e expiratórias. A teoria do core se aplica fortemente nesse contexto em que a diferença de pressão entre as cavidades é responsabilidade dessa musculatura. A pressão expiratória máxima é o método mais usado para medir a força expiratória em pacientes críticos e ambulatoriais. [1] Dessa forma, uma medida da força expiratória e inspiratória pode servir de teste de ativação submaximal da musculatura abdominal.

3. REFERÊNCIAS

1. American TSRS. ATS/ERS Statement on respiratory muscle testing. *Am J Respir Crit Care Med.* 2002;166:518-624.
2. Awaiz A, Rahman F, Hossain MB et al. Meta-analysis and systematic review of laparoscopic versus open mesh repair for elective incisional hernia. *Hernia.* 2015;19:449-463.
3. Beith ID, Harrison PJ. Stretch reflexes in human abdominal muscles. *Exp Brain Res.* 2004;159:206-213.
4. Burger JW, Luijendijk RW, Hop WC et al. Long-term follow-up of a randomized controlled trial of suture versus mesh repair of incisional hernia. *Ann Surg.* 2004;240:578-83; discussion 583.
5. Chanthapetch P, Kanlayanaphotporn R, Gaogasigam C, Chiradejnant A. Abdominal muscle activity during abdominal hollowing in four starting positions. *Man Ther.* 2009;14:642-646.
6. CICONELLI RM. Tradução para língua portuguesa e validação do Questionário Genérico de Avaliação da Qualidade de Vida SF-36 (BRASIL, SF-36). 1997. 120 f. Tese (Doutorado em Enfermagem)– 1997
7. Craig CL, Marshall AL, Sjöström M et al. International physical activity questionnaire: 12-country reliability and validity. *Med Sci Sports Exerc.* 2003;35:1381-1395.
8. Cram JR, Rommen D. Effects of skin preparation on data collected using an EMG muscle-scanning procedure. *Biofeedback Self Regul.* 1989;14:75-82.
9. Fuglevand AJ, Winter DA, Patla AE, Stashuk D. Detection of motor unit action potentials with surface electrodes: influence of electrode size and spacing. *Biol Cybern.* 1992;67:143-153.

10. Ger R. The clinical anatomy of the anterolateral abdominal wall musculature. *Clin Anat.* 2009;22:392-397.
11. Gillion JF, Sanders D, Miserez M, Muysoms F. The economic burden of incisional ventral hernia repair: a multicentric cost analysis. *Hernia.* 2016;20:819-830.
12. Gunnarsson U, Johansson M, Strigård K. Assessment of abdominal muscle function using the Biodex System-4. Validity and reliability in healthy volunteers and patients with giant ventral hernia. *Hernia.* 2011;15:417-421.
13. Halaki M, Ginn K. Normalization of EMG signals: To normalize or not to normalize and what to normalize to. *pdfssemanticscholarorg.* 2012
14. Heniford BT, Lincourt AE, Walters AL et al. Carolinas Comfort Scale as a Measure of Hernia Repair Quality of Life: A Reappraisal Utilizing 3788 International Patients. *Ann Surg.* 2016
15. Hodges PW, Richardson CA. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine (Phila Pa 1976).* 1996;21:2640-2650.
16. Holihan JL, Nguyen DH, Nguyen MT et al. Mesh Location in Open Ventral Hernia Repair: A Systematic Review and Network Meta-analysis. *World J Surg.* 2016;40:89-99.
17. Hope WW, Lincourt AE, Newcomb WL et al. Comparing quality-of-life outcomes in symptomatic patients undergoing laparoscopic or open ventral hernia repair. *J Laparoendosc Adv Surg Tech A.* 2008;18:567-571.
18. Jensen KK, Kjaer M, Jorgensen LN. Abdominal muscle function and incisional hernia: a systematic review. *Hernia.* 2014;18:481-486.
19. Johansson M, Gunnarsson U, Strigård K. Different techniques for mesh application give the same abdominal muscle strength. *Hernia.* 2011;15:65-68.

20. Juker D, McGill S, Kropf P, Steffen T. Quantitative intramuscular myoelectric activity of lumbar portions of psoas and the abdominal wall during a wide variety of tasks. *Med Sci Sports Exerc.* 1998;30:301-310.
21. Kasman GS, Cram JR, Holtz J. *Introduction to Surface Electromyography.* Canada: Aspen Publishers. 1998
22. Kibler WB, Press J, Sciascia A. The role of core stability in athletic function. *Sports Med.* 2006;36:189-198.
23. Kind GM, Rademaker AW, Mustoe TA. Abdominal-wall recovery following TRAM flap: a functional outcome study. *Plast Reconstr Surg.* 1997;99:417-428.
24. Langer C, Schaper A, Liersch T et al. Prognosis factors in incisional hernia surgery: 25 years of experience. *Hernia.* 2005;9:16-21.
25. Marshall P, Murphy B. The validity and reliability of surface EMG to assess the neuromuscular response of the abdominal muscles to rapid limb movement. *J Electromyogr Kinesiol.* 2003;13:477-489.
26. Massó N, Rey F, Romero D, Gual G, Costa... L. Surface electromyography applications in the sport. *Apunts Med Esport.* 2010
27. 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.
28. Matsudo S, Araújo T, Matsudo... V. Questionário Internacional De Atividade Física (Ipaq): Estupo De Validade E Reprodutibilidade No Brasil. ... de Atividade Física 2012
29. Mesin L, Smith S, Hugo S, Viljoen... S. Effect of spatial filtering on crosstalk reduction in surface EMG recordings. *Medical engineering &* 2009
30. Monfort-Pañego M, Vera-García FJ, Sánchez-Zuriaga D, Sarti-Martínez MA.

Electromyographic studies in abdominal exercises: a literature synthesis. *J Manipulative Physiol Ther.* 2009;32:232-244.

31. Mundi MS, Lorentz PA, Swain J, Grothe K, Collazo-Clavell M. Moderate physical activity as predictor of weight loss after bariatric surgery. *Obes Surg.* 2013;23:1645-1649.

32. Neder JA, Andreoni S, Lerario MC, Nery LE. Reference values for lung function tests. II. Maximal respiratory pressures and voluntary ventilation. *Braz J Med Biol Res.* 1999;32:719-727.

33. Ng JK, Kippers V, Richardson CA. Muscle fibre orientation of abdominal muscles and suggested surface EMG electrode positions. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 1998;38:51-58.

34. Ng JK, Richardson CA, Parnianpour M, Kippers V. EMG activity of trunk muscles and torque output during isometric axial rotation exertion: a comparison between back pain patients and matched controls. *J Orthop Res.* 2002;20:112-121.

35. O'Sullivan P, Twomey L, Allison G, Sinclair J, Miller K. Altered patterns of abdominal muscle activation in patients with chronic low back pain. *Aust J Physiother.* 1997;43:91-98.

36. Parker M, Goldberg RF, Dinkins MM et al. Pilot study on objective measurement of abdominal wall strength in patients with ventral incisional hernia. *Surg Endosc.* 2011;25:3503-3508.

37. Pinto JS, Sarmiento LA, Pereira da Silva AP, Cabral CM, Chiavegato LD. Effectiveness of conventional physical therapy and Pilates' method in functionality, respiratory muscle strength and ability to exercise in hospitalized chronic renal patients: A study protocol of a randomized controlled trial. *J Bodyw Mov Ther.* 2015;19:604-615.

38. Poelman MM, Schellekens JF, Langenhorst BL, Schreurs WH. Health-related quality of life in patients treated for incisional hernia with an onlay technique. *Hernia*. 2010;14:237-242.
39. Rivera CE. Core and Lumbopelvic Stabilization in Runners. *Phys Med Rehabil Clin N Am*. 2016;27:319-337.
40. Rosie J, Taylor D. Sit-to-stand as home exercise for mobility-limited adults over 80 years of age--GrandStand System may keep you standing. *Age Ageing*. 2007;36:555-562.
41. Silfies SP, Ebaugh D, Pontillo M, Butowicz CM. Critical review of the impact of core stability on upper extremity athletic injury and performance. *Braz J Phys Ther*. 2015;19:360-368.
42. Snarr RL, Hallmark AV, Nickerson BS, Esco MR. Electromyographical Comparison of Pike Variations Performed With and Without Instability Devices. *J Strength Cond Res*. 2016;30:3436-3442.
43. Solway S, Brooks D, Lacasse Y, Thomas S. A qualitative systematic overview of the measurement properties of functional walk tests used in the cardiorespiratory domain. *Chest*. 2001;119:256-270.
44. Türkçapar AG, Yerdel MA, Aydinuraz K, Bayar S, Kuterdem E. Repair of midline incisional hernias using polypropylene grafts. *Surg Today*. 1998;28:59-63.
45. van Ramshorst GH, Eker HH, Hop WC, Jeekel J, Lange JF. Impact of incisional hernia on health-related quality of life and body image: a prospective cohort study. *Am J Surg*. 2012;204:144-150.
46. Ware JE, Kosinski M, Gandek B et al. The factor structure of the SF-36 Health Survey in 10 countries: results from the IQOLA Project. *International Quality of Life Assessment*. *J Clin Epidemiol*. 1998;51:1159-1165.

47. Watanabe K, Akima H. Cross-talk from adjacent muscle has a negligible effect on surface electromyographic activity of vastus intermedius muscle during isometric contraction. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2009

4. OBJETIVO

Descrever os resultados de um protocolo de avaliação funcional da parede abdominal em indivíduos jovens e saudáveis, com aplicação da SEMG em exercícios clinicamente validados.

Objetivos secundários:

1. Identificar qual exercício produziu maior ativação em cada um dos músculos avaliados.
2. Identificar as diferenças de ativação entre os músculos avaliados em cada um dos exercícios executados.
3. Descrever os resultados da aplicação do IPAQ na população avaliada.
4. Descrever os resultados da aplicação do SF-36 na população avaliada.
5. Descrever adequadamente cada etapa do protocolo empregado a fim de garantir base científica para a produção de novos estudos.

5. ARTIGO

Padronização de um protocolo de eletromiografia de superfície em voluntários saudáveis – um novo desfecho nos estudos da parede abdominal

Título reduzido: Protocolo de Avaliação Funcional da Parede Abdominal

RESUMO

Objetivo: Evitar a recidiva da hérnia não é o bastante. Para obter melhores desfechos cirúrgicos, é necessário entender a influência da hérnia e de seu tratamento sobre a função da parede abdominal. Já se estudou a força dos músculos do core, mas a ativação desses músculos durante testes clinicamente validados para hérnia nunca foi avaliada. O objetivo deste estudo foi descrever um protocolo de avaliação dos músculos abdominais, envolvendo exercícios isométricos, isocinéticos e movimentos respiratórios avaliados pela eletromiografia de superfície (*surface electromyography*, SEMG)

Métodos: Foram avaliados 20 voluntários saudáveis. Um detalhado protocolo de três etapas foi desenvolvido com dois exercícios diferentes em cada uma: 1-A: contração isométrica em decúbito dorsal, 1-B: contração isométrica em decúbito lateral; 2-A: esforço expiratório máximo, 2-B: esforço inspiratório máximo; 3-A: Biodex[®] isocinético; 3-B: Biodex[®] isométrico. SEMG foi utilizada para avaliar os músculos retoabdominal (RA), oblíquo externo (OE) e oblíquo interno e transverso (T/OI).

Resultados: As médias de pico de ativação e o *root mean square* provenientes da análise do sinal cru da eletromiografia foram normatizadas. A ativação dos músculos avaliados foi maior nas Etapas 1-A e 3-A. O T/OI foi o músculo de maior ativação na

Etapa 1-A e o OE na Etapa 1-B. A ativação do RA foi coadjuvante nos testes respiratórios, principalmente na Etapa 2-A. Na Etapa 3, não houve diferença significativa na ativação muscular.

Conclusões: Foram apresentados os parâmetros de ativação da musculatura abdominal em voluntários saudáveis, os quais servem de base para futuros estudos sobre patologias da parede abdominal e sua função.

Palavras-chave: hérnia, parede abdominal, músculos, eletromiografia, força muscular, cinesiologia

INTRODUÇÃO

A parede abdominal anterolateral é composta pelos músculos retoabdominal, oblíquo interno, oblíquo externo, transverso e suas aponeuroses. Esses músculos têm um papel fundamental entre os outros 26 pares que formam o core. O sistema muscular conhecido como core dá sustentação ao complexo abdomino-lombo-pélvico com o objetivo de estabilizar a coluna e a pelve e manter a organização cinética em movimentos funcionais. Ao funcionar bem, promove não apenas força mas também estabilidade [1, 2].

Qualquer dano estrutural ou neurológico a esse complexo musculoaponeurótico pode prejudicar a qualidade de vida do indivíduo. Existem evidências que suportam esse efeito em pacientes com hérnia incisional [3].

Nos Estados Unidos, 3,2 bilhões de dólares foram investidos no tratamento de pacientes com hérnia ventral em 2006 [4], enquanto que na França a estimativa de custo foi de aproximadamente 84 milhões de euros em 2011 [3].

No entanto, está em debate o quanto é possível reestabelecer a função da musculatura ou o quanto isso é clinicamente relevante na vida do paciente. Desde que

a recorrência foi significativamente reduzida com a utilização de próteses, novos desfechos relacionados à qualidade de vida têm sido estudados. Em 2011, um grupo de pesquisadores validaram o dinamômetro eletrônico Biodex Multi-Joint System-4 Pro [5]. Com esse instrumento, a cinética é controlada e o poder de contração abdominal traduzido para torque em Newtons por segundo.

A eletromiografia de superfície (SEMG), também chamada de cinesioeletromiografia devido à sua habilidade de avaliar a ativação muscular durante o movimento, é um instrumento corriqueiramente utilizado na análise do treinamento e reabilitação da musculatura do core e em pacientes com dor lombar [6-8]. Em uma revisão da literatura publicada entre 1950 e 2008, foram encontrados 87 estudos envolvendo SEMG e os músculos da parede abdominal [9]. A variabilidade entre os testes, pobre descrição técnica, amostras pequenas, falta de descrição do nível de atividade física dos indivíduos avaliados e das técnicas de captura, e processo deficientes e pouco padronizados foram algumas das falhas evidenciadas.

Nosso objetivo é descrever um protocolo que permita o estudo fidedigno da ativação dos músculos da parede abdominal durante a execução e movimentos funcionais em testes clinicamente validados.

MÉTODOS

Protocolo de estudo

Um protocolo de três etapas foi aplicado. Cada etapa consiste em dois exercícios abdominais padronizados (A e B) com o objetivo de estimular de maneiras diferentes a ativação da musculatura. As análises foram realizadas no Laboratório de Pesquisa da nossa instituição. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da Santa Casa de Misericórdia de Porto Alegre (ISCOMPA) e realizado de acordo com

os princípios da Declaração de Helsinque. Todos os pacientes deram consentimento informado por escrito antes da inclusão no estudo. As avaliações foram realizadas no laboratório da Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre (UFCSPA).

SEMG: após preparo da pele com depilação, esfoliação e limpeza com álcool, os eletrodos foram colocados observando sempre uma distância centro-centro de 2 cm entre cada um deles. Os músculos avaliados foram o retoabdominal (RA), oblíquo externo (OE) e oblíquo interno juntamente com transverso do abdome (T/OI). A Figura 1 ilustra o posicionamento dos eletrodos conforme os músculos a serem captados.

Todos os dados foram coletados utilizando o aparelho de eletromiografia BTS FREEEMG 1000, com uma taxa de amostragem de 1,0 kHz. Foram utilizados eletrodos sem fio superleves de 10 g e com uma distância máxima de transferência de 20 m. Os dados foram analisados pelo software SMART Analyzer versão 1.10.465.0. Os sinais crus obtidos foram filtrados em uma largura de banda de 20-500Hz e os dados obtidos foram analisados. O pico de ativação e a root mean square (RMS) foram calculados. Os resultados foram normalizados com base na contração voluntária máxima (CVM).

Um intervalo de 120 segundos foi sempre respeitado entre cada uma das séries para evitar fadiga.

Primeira etapa: testes isométricos sobre a maca rígida

Exercício 1-A: O indivíduo foi colocado com a coluna reta e quadril e joelhos flexionados sobre uma maca rígida. Contra a resistência imposta pelo

examinador, três séries de contração máxima e sustentada por 5 segundos foram realizadas (Figura 2).

Exercício 1-B: Com flexão da coluna e rotação lateral do tronco em decúbito lateral, o indivíduo executou três séries de contração máxima e sustentada por 5 segundos (Figura 3).

Segunda etapa – musculatura respiratória (Figura 4).

Exercício 2-A: Em posição sentada e com o nariz obstruído por um clipe, o indivíduo realizou esforço expiratório máximo e o sustentou por 5 segundos. Essa manobra foi repetida cinco vezes. O valor da pressão expiratória (PE) foi avaliado em centímetros de água por um manovacuômetro digital e o valor mais alto atingido entre as medidas foi utilizado para análise.

Exercício 2-B: A mesma sequência foi aplicada, mas agora durante execução de esforço inspiratório máximo para obtenção da pressão inspiratória (PI).

Terceira etapa

Foi utilizado o Biodex Multi-Joint System-4 Pro[®] (Biodex Corporation, Shirley, Nova Iorque, EUA). Esse aparelho tem a capacidade de trabalhar grupamentos musculares específicos em testes isocinéticos e isométricos. Adaptamos a unidade de teste para avaliar a força de contração da musculatura dorsal. O indivíduo foi posicionado sentado no módulo do aparelho, com fixação das coxas, quadril e tronco, pés apoiados e em um ângulo de 90° entre o fêmur e o quadril, aferido ao nível da crista ilíaca por goniômetro (Figura 5).

Exercício 3-A: Três séries de cinco contrações isocinéticas a uma velocidade angular de 60°/segundo. A amplitude de movimento foi de 40°, de 80° a 110°.

Exercício 3-B: Três series de cinco segundos de contração isométrica máxima contra a resistência oferecida pela máquina a uma angulação de 80°.

Análise estatística

As médias e desvios, juntamente com os quartis, mínimo e máximo, são apresentados para cada variável. Os dados foram analisados estatisticamente pelo software estatístico SPSS 18.0 para Windows, e com um nível de significância de 0.05 em todas análises.

Para comparar os resultados da SEMG entre diferentes músculos e entre diferentes exercícios foi utilizado a Generalized Estimating Equation, para essa comparação foi utilizado uma matriz de correlação de trabalho uniforme (EXCHANGEABLE), uma matriz de covariância do estimador robusto e um modelo com distribuição normal com função identidade. O teste post-hoc utilizado foi o teste de comparação múltipla de Bonferroni.

Cálculo amostral: foram necessários 20 pacientes para, com 90% de chance de detectar com um nível de significância de 5%, um aumento no desfecho avaliado de 52 para 71 [10].

RESULTADOS

Foram avaliados 20 pacientes, igualmente distribuídos entre os gêneros. A idade média dos pacientes foi de 26 anos, com um desvio padrão de 7, mínima de 23 e máxima de 34 anos. No que se refere ao índice de massa corporal (IMC), a média resultante foi 22.7 kg/m², dentro do limite para eutrofia. A variabilidade foi de 18 (baixo peso) a 27.5 (sobrepeso), mas com intervalo interquartil com a maior parte do índice dentro do que se considerado para normalidade ou eutrofismo. Não foram

avaliados indivíduos com obesidade. A circunferência abdominal média foi de 70,9 cm (Tabela 1).

O escore de avaliação de qualidade de vida SF 36 mostrou uma alta média na população para todas as categorias avaliadas. As categorias de menor média foram vitalidade e saúde mental (Tabela 2).

A média de atividade física total foi de 2.186,6 *mean equivalent of task* (MET)-minuto/semana (Tabela 3).

O pico e a RMS provenientes da análise do sinal cru da eletromiografia foram normatizados e suas médias estão expostas na Tabela 4 para cada um dos músculos e exercícios realizados.

Os resultados da ativação de cada músculo foram comparadas nos diferentes exercícios realizados. Foi comparada também a ativação entre os músculos em cada um dos exercícios realizados. Essa análise está descrita na Tabela 5.

DISCUSSÃO

As hérnias motivam o aprofundamento do conhecimento da mecânica contrátil da parede abdominal, tendo em vista que um dos motivos do reparo é devolver a arquitetura anatômica e organizacional necessária para garantir funcionalidade. Diversos estudos in-vivo e ex-vivo já foram realizados com objetivo de fornecer bases teóricas que possam ser trazidas para a aplicabilidade clínica e beneficiar os pacientes [11, 12].

Os músculos da parede abdominal anterolateral fazem parte de um sistema integrado, onde sua ativação coordenada funciona desde a participação direta na produção de torque, quanto a sustentação necessária para ativação de outros grupamentos musculares.

As hérnias da parede abdominal trazem um forte impacto na qualidade de vida dos pacientes. Os avanços no tratamento cirúrgico das hérnias nos levam a procurar por desfechos clínicos melhores. A busca atual se foca em desfechos funcionais relacionados a qualidade de vida.

Em 2011, Parker et al. desenvolveram um estudo piloto com objetivo de desenvolver um protocolo clínico para avaliação da força da parede abdominal em pacientes com hérnia. Nesse artigo eles testaram a confiabilidade e reprodutibilidade de um protocolo dividido em três etapas e baseado na execução de movimentos funcionais. Os resultados foram dependentes da análise dos pesquisadores [13].

O uso de máquinas trouxe menos subjetividade a essa análise e permite uma melhor padronização dos movimentos. Um estudo prévio, de 1997, foi um dos pioneiros a avaliar o impacto de uma lesão direta da musculatura da parede abdominal anterior na sua própria função em pacientes submetidos a reconstrução mamária por retalho miocutâneo transversal de retoabdominal (TRAM) [14]. Observou-se uma redução da performance na 6^a semana de pós-operatório. Diferenças também foram evidenciadas entre os tipos de retalhos realizados. A avaliação fisioterápica e o questionário de atividade física não tiveram a mesma sensibilidade para evidenciar essas diferenças entre os grupos avaliados.

O sistema BIODEX foi validado em pacientes com hérnia da parede abdominal com base principalmente na sua correlação com os resultados do Questionário Internacional de Atividade Física (*International Physical Activity Questionnaire*, IPAQ) [5]. Estudos realizados por Johansson et al. e den Hartog et al. já utilizaram esse protocolo em pacientes após herniorrafia [15, 16]. O primeiro destes não evidenciou diferenças significativas em termos de ganho funcional quando comparou três técnicas de hernioplastia aberta. O segundo avaliou pacientes em um

pós-operatório mais tardio e evidenciou uma maior força na parede abdominal naqueles submetidos a hernioplastia ventral aberta em relação aos operados por videolaparoscopia. A hipótese principal aventada foi o fato de a técnica videolaparoscópica não ter proporcionado o fechamento dos defeitos herniários durante a correção cirúrgica.

Este estudo é o primeiro que avalia diretamente a ativação dos músculos da parede abdominal anterolateral em instrumento isocinético clinicamente validado para pacientes com hérnia. Os testes funcionais já existentes avaliam a produção de torque mas não podem definir qual o papel de cada músculo no produto final. É improvável isolar os músculos da parede abdominal anterior em meio a esse complexo sistema de interrelações agonistas e antagonistas sem uma análise direta e individualizada.

A eletromiografia já foi amplamente utilizada para análise da ativação da musculatura do core durante análise do movimento [17]. Ao avaliarem 20 voluntários saudáveis, Snarr et al. foram capazes de identificar uma diferença na ativação da musculatura quando diferentes estímulos de instabilidade eram aplicados durante o exercício [18].

A eletromiografia exige alguns cuidados no seu emprego. A cooperação e estimulação durante o teste é importante e pode interferir diretamente no resultado da coleta. Os voluntários foram orientados, tiveram adequado período de descanso, foram adequadamente estimulados durante a realização dos exercícios por profissionais treinados e fizeram exercícios teste antes de cada nova etapa. Nenhum sinal de fadiga foi evidenciado.

Uma das dificuldades no emprego da eletromiografia de superfície é a avaliação do músculo transverso do abdome. Esse é o músculo mais profundo e é ativado ou “pré-ativado” 30-10 ms antes do resultado da contração [19]. Esse é um

importante mecanismo do core para proteção das vértebras e articulações durante a geração de movimento. Devido à profundidade do músculo, a eletromiografia de agulha fina foi utilizada nos primeiros estudos para evitar o cruzamento de sinais [20]. Isso exige a utilização de ultrassom para posicionamento da agulha, é doloroso, invasivo e limita a análise durante o movimento. McGill et al. mostraram a posição dos eletrodos para avaliar o músculo transverso e o oblíquo interno (T/OI) na SEMG [21]. Com essa orientação, tivemos apenas algumas perdas na captação do sinal do músculo transverso durante a execução de algumas tarefas quando o paciente foi posicionado no BIODEX. Isso pode se dever ao posicionamento do eletrodo em área de prega abdominal no paciente em posição sentada e ser um limitante para a avaliação do músculo. No entanto, no que se refere à circunferência abdominal desses pacientes, eles não apresentaram uma média diferente da dos demais, e a ausência de sinal captado pode indicar uma falha no sistema de ativação do eletrodo ou na captação do sinal.

No Exercício 1-A, o músculo de maior RMS e pico de ativação foi o T/OI, apesar de essa diferença não ter sido significativa.

Ng et al. descreveram o posicionamento dos eletrodos para avaliação do RA e OE que utilizamos neste [22]. Esse posicionamento segue o sentido das fibras musculares e o cruzamento de dados entre o OE e os músculos T/OI é mínimo [23].

Considerando a orientação de suas fibras, apesar de ser um músculo possivelmente importante na produção de força, o RA não foi protagonista em nenhuma das tarefas realizadas. No Exercício 1-B, o músculo com maior pico de ativação foi o OE e essa diferença foi significativa em relação a ativação dos demais grupos. A variável RMS acompanhou essa tendência.

Na Etapa 3, tanto no exercício isocinético (A) quanto no isométrico (B), não

houve diferença significativa na RMS e no pico de ativação entre os músculos avaliados.

Utilizamos um sistema sem fio que possibilita maior mobilidade dos indivíduos e evita qualquer interferência de sinal pelo movimento dos cabos.

Fatores intrínsecos e extrínsecos podem causar significativa variação do sinal “cru” da eletromiografia. Para permitir uma melhor comparação entre diferentes indivíduos, músculos ou até momentos de avaliação distintos, empregamos a normalização dos resultados com base na CVM. A normalização redefine a unidade dos dados em milivolts para uma porcentagem deste valor de referência [24, 25].

Os resultados do pico de ativação do RA, T/OI e OE foram maiores no Exercício 1-A que no 3-A, mas essa diferença não foi significativa. Esses dois testes mostraram potencial de ativação significativamente maior que os outros testes avaliados. Quando realizada essa mesma comparação utilizando a variável RMS, mostrou que a ativação da musculatura do RR, RT e RO foi significativamente maior no Exercício 1-A que nos demais exercícios realizados, inclusive no Exercício 3-A.

Dessa forma sugerimos, para trabalhos posteriores, que o Exercício 1-A seja o escolhido para determinação da CVM e conseqüente normalização.

Pode-se observar que o pico de ativação foi semelhante entre os músculos avaliados durante o exercício isométrico reto. Quando a RMS foi avaliada, houve ativação significativamente maior do músculo transverso do abdome. Esse exercício foi o que levou significativamente a maior ativação deste músculo.

No Exercício 1-B, houve uma significativa maior ativação do músculo OE em relação aos demais músculos avaliados. Contudo, o grau de ativação desse músculo foi significativamente maior nos exercícios 1-A e 2-B.

O nível de ativação foi semelhante entre todos os músculos, nos exercícios

da Etapa 3.

A modulação neuronal da musculatura do tronco tem capacidade de promover um equilíbrio entre a pressão torácica e a abdominal [26]. Esse mecanismo de ativação já foi avaliado por estudo de eletromiografia e evidenciou que já existe uma alteração no padrão de ativação da contração abdominal em pacientes sob risco, mesmo antes do desenvolvimento da doença pulmonar obstrutiva crônica.

No Exercício 2-A, a ativação do músculo reto foi inferior as demais, evidenciando um papel importante dos músculos de orientação mais transversal como os OE e T/OI durante a ventilação. Durante a expiração máxima, houve ativação significativa desses músculos, provavelmente pela maior necessidade de contração muscular para restringir o aumento da cavidade abdominal e participar ativamente no processo de expelir o ar dos pulmões.

Um padrão menos marcado de ativação muscular em relação a preponderância de cada músculo foi evidenciado no Exercício 2-B. Isso se correlaciona ao fato de que na inspiração ocorre a descida do diafragma e, com isso, a musculatura abdominal deve reduzir seu grau de ativação e resistência para permitir uma maior acomodação de ar nos pulmões ao reduzir a pressão intra-abdominal. Apesar de coadjuvantes na respiração, alguma lesão da musculatura abdominal pode determinar uma falha nessa dinâmica de ativação e com isso impactar diretamente na função pulmonar e capacidade funcional.

A Etapa 2 consiste em um estímulo alternativo à ativação da musculatura abdominal, que é considerada coadjuvante no processo de produção de força. A manovacuometria é um instrumento já validado em população com características demográficas semelhantes às da população estudada [27]. A forma de mensuração mais comum da força da musculatura respiratória é a medida da PE e PI [28].

Perspectivas: Precisamos entender melhor a contração da parede abdominal para tratarmos melhor os pacientes com hérnia. O produto da cinemática é a chave para a manutenção da capacidade física e, conseqüentemente, da qualidade de vida. Perguntas ainda precisam ser respondidas. A presença de hérnia pode alterar o padrão de ativação da musculatura e gerar mecanismos compensatórios ou instabilidade? Como é a ativação muscular após a separação de componentes ou técnica de liberação de músculo transversos? A eletromiografia de superfície é um teste reprodutível em pacientes com hérnia da parede abdominal? Existe correlação entre o grau de ativação da musculatura e a produção de torque nos testes isocinéticos e isométricos?

Limitações: Apenas voluntários jovens, hígidos e com boa forma física foram avaliados, houve dificuldade em obter sinal do músculo transversos em alguns casos, muitos músculos do core não foram avaliados, pode haver dificuldade de aplicação da SEMG em obesos.

CONCLUSÃO

Foram evidenciados os parâmetros de ativação da musculatura da parede abdominal anterolateral em diferentes exercícios para pacientes sem comorbidades.

REFERÊNCIAS

1. WB Kibler, Press J, Sciascia A (2006) The role of core stability in athletic function. Sports Med 36:189-198. doi: 10.2165/00007256-200636030-00001
2. CE Rivera (2016) Core and Lumbopelvic Stabilization in Runners. Phys Med Rehabil Clin N Am 27:319-337. doi: 10.1016/j.pmr.2015.09.003

3. GH van Ramshorst, Eker HH, Hop WC, Jeekel J, Lange JF (2012) Impact of incisional hernia on health-related quality of life and body image: a prospective cohort study. *Am J Surg* 204:144-150. doi: 10.1016/j.amjsurg.2012.01.012
4. BK Poulouse, Shelton J, Phillips S, Moore D, Nealon W, Penson D, Beck W, Holzman MD (2012) Epidemiology and cost of ventral hernia repair: making the case for hernia research. *Hernia* 16:179-183. doi: 10.1007/s10029-011-0879-9
5. U Gunnarsson, Johansson M, Strigard K (2011) Assessment of abdominal muscle function using the Biodex System-4. Validity and reliability in healthy volunteers and patients with giant ventral hernia. *Hernia* 15:417-421. doi: 10.1007/s10029-011-0805-1
6. SM McGill (1991) Electromyographic activity of the abdominal and low back musculature during the generation of isometric and dynamic axial trunk torque: implications for lumbar mechanics. *J Orthop Res* 9:91-103. doi: 10.1002/jor.1100090112
7. MH Cole, Grimshaw PN (2008) Electromyography of the trunk and abdominal muscles in golfers with and without low back pain. *J Sci Med Sport* 11:174-181. doi: 10.1016/j.jsams.2007.02.006
8. JK Ng, Richardson CA, Parnianpour M, Kippers V (2002) EMG activity of trunk muscles and torque output during isometric axial rotation exertion: a comparison between back pain patients and matched controls. *J Orthop Res* 20:112-121. doi: 10.1016/S0736-0266(01)00067-5
9. M Monfort-Panego, Vera-Garcia FJ, Sanchez-Zuriaga D, Sarti-Martinez MA (2009) Electromyographic studies in abdominal exercises: a literature synthesis. *J Manipulative Physiol Ther* 32:232-244. doi: 10.1016/j.jmpt.2009.02.007

10. SA Julious (2004) Sample sizes for clinical trials with normal data. *Stat Med* 23:1921-1986. doi: 10.1002/sim.1783
11. F Podwojewski, Ottenio M, Beillas P, Guerin G, Turquier F, Mitton D (2014) Mechanical response of human abdominal walls ex vivo: Effect of an incisional hernia and a mesh repair. *J Mech Behav Biomed Mater* 38:126-133. doi: 10.1016/j.jmbbm.2014.07.002
12. D Tran, Podwojewski F, Beillas P, Ottenio M, Voirin D, Turquier F, Mitton D (2016) Abdominal wall muscle elasticity and abdomen local stiffness on healthy volunteers during various physiological activities. *J Mech Behav Biomed Mater* 60:451-459. doi: 10.1016/j.jmbbm.2016.03.001
13. M Parker, Goldberg RF, Dinkins MM, Asbun HJ, Daniel Smith C, Preissler S, Bowers SP (2011) Pilot study on objective measurement of abdominal wall strength in patients with ventral incisional hernia. *Surg Endosc* 25:3503-3508. doi: 10.1007/s00464-011-1744-8
14. GM Kind, Rademaker AW, Mustoe TA (1997) Abdominal-wall recovery following TRAM flap: a functional outcome study. *Plast Reconstr Surg* 99:417-428.
15. M Johansson, Gunnarsson U, Strigard K (2011) Different techniques for mesh application give the same abdominal muscle strength. *Hernia* 15:65-68. doi: 10.1007/s10029-010-0745-1
16. D den Hartog, Eker HH, Tuinebreijer WE, Kleinrensink GJ, Stam HJ, Lange JF (2010) Isokinetic strength of the trunk flexor muscles after surgical repair for incisional hernia. *Hernia* 14:243-247. doi: 10.1007/s10029-010-0627-6
17. JM Martuscello, Nuzzo JL, Ashley CD, Campbell BI, Orriola JJ, Mayer JM (2013) Systematic review of core muscle activity during physical fitness exercises. *J Strength Cond Res* 27:1684-1698. doi: 10.1519/JSC.0b013e318291b8da

18. RL Snarr, Hallmark AV, Nickerson BS, Esco MR (2016) Electromyographical Comparison of Pike Variations Performed With and Without Instability Devices. *J Strength Cond Res* 30:3436-3442. doi: 10.1519/JSC.0000000000001436
19. PW Hodges, Richardson CA (1997) Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. *Phys Ther* 77:132-142; discussion 142-134.
20. AG Cresswell, Grundstrom H, Thorstensson A (1992) Observations on intra-abdominal pressure and patterns of abdominal intra-muscular activity in man. *Acta Physiol Scand* 144:409-418. doi: 10.1111/j.1748-1716.1992.tb09314.x
21. S McGill, Juker D, Kropf P (1996) Appropriately placed surface EMG electrodes reflect deep muscle activity (psoas, quadratus lumborum, abdominal wall) in the lumbar spine. *J Biomech* 29:1503-1507. doi: 10.1016/0021-9290(96)84547-7
22. JK Ng, Kippers V, Richardson CA (1998) Muscle fibre orientation of abdominal muscles and suggested surface EMG electrode positions. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 38:51-58.
23. ID Beith, Harrison PJ (2004) Stretch reflexes in human abdominal muscles. *Exp Brain Res* 159:206-213. doi: 10.1007/s00221-004-1948-4
24. A Burden (2010) How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. *J Electromyogr Kinesiol* 20:1023-1035. doi: 10.1016/j.jelekin.2010.07.004
25. JE Kasprisin, Grabiner MD (1998) EMG variability during maximum voluntary isometric and anisometric contractions is reduced using spatial averaging. *J Electromyogr Kinesiol* 8:45-50. doi: 10.1016/S1050-6411(97)00013-8

26. PW Hodges, Heijnen I, Gandevia SC (2001) Postural activity of the diaphragm is reduced in humans when respiratory demand increases. *J Physiol* 537:999-1008. doi: 10.1111/j.1469-7793.2001.00999.x
27. CM Coelho, Carvalho RM, Gouvea DS, Novo Junior JM (2012) Comparison among parameters of maximal respiratory pressures in healthy subjects. *J Bras Pneumol* 38:605-613. doi: 10.1590/S1806-37132012000500010
28. JA Neder, Andreoni S, Lerario MC, Nery LE (1999) Reference values for lung function tests. II. Maximal respiratory pressures and voluntary ventilation. *Braz J Med Biol Res* 32:719-727. doi: 10.1590/S0100-879X1999000600007

TABELAS

Tabela 1. Dados antropométricos

Dados antropométricos	Média (DP)	q2 [q1 - q3]	Mín-máx	<i>n</i>
Peso (kg)	66,0 (13,9)	68,5 [52,0 - 77,0]	47,0 - 91,0	20
Altura (cm)	169,0 (10,6)	167,0 [159,0 - 176,0]	155,0 - 187,0	20
CA (cm)	70,9 (20,2)	78,5 [67,5 - 83,0]	26,0 - 90,0	20
IMC (kg/m ²)	22,7 (3,0)	22,3 [20,1 - 25,5]	18,0 - 27,4	20

CA, circunferência abdominal [confirmar sigla]; DP, desvio padrão; IMC, índice de massa corporal.

Tabela 2. Resultados do questionário de qualidade de vida SF-36

Domínios	Média (DP)	q2 [q1 - q3]	Mín-máx
Capacidade funcional	97,5 (4,4)	100,0 [95,0 - 100,0]	85,0 - 100,0
Limitações por aspectos físicos	100,0 (0,0)	100,0 [100,0 - 100,0]	100,0 - 100,0
Dor	84,2 (18,1)	90,0 [74,0 - 100,0]	30,0 - 100,0
Estado geral de saúde	80,8 (13,0)	83,5 [74,5 - 87,5]	52,0 - 100,0
Vitalidade	73,0 (14,5)	75,0 [67,5 - 82,5]	40,0 - 95,0
Aspectos sociais	89,1 (11,4)	87,5 [87,5 - 100,0]	62,5 - 100,0
Limitações por aspectos emocionais	90,0 (26,7)	100,0 [100,0 - 100,0]	0,0 - 100,0
Saúde mental	77,8 (11,5)	78,0 [68,0 - 88,0]	56,0 - 96,0

DP, desvio padrão; SF-36, Short Form Health Survey 36.

Tabela 3. Resultados totais do questionário IPAQ

Domínio (MET- minuto/semana)	Média (DP)	q2 [q1 - q3]	Mín-máx
Trabalho total	0,0 (0,0)	0,0 [0,0 -0,0]	0,0 -0,0
Transporte total	573,2 (564,8)	544,5 [0,0 -814,5]	0,0 -1.782,0
Domiciliar total	293,6 (322,0)	270,0 [0,0 -420,0]	0,0 -1.020,0
Lazer total	1.310,9 (1.238,8)	1.039,0 [480,0 -2.004,0]	0,0 -5.466,0
Atividade física total	2.186,6 (1.305,9)	2.247,3 [1.179,0 -2.963,5]	320,0 -5.466,0

IPAQ, Questionário Internacional de Atividade Física (*International Physical Activity Questionnaire*); MET: *mean equivalent of task*; DP, desvio padrão; q2, intervalo interquartil.

Tabela 4. Resultado normalizados da SEMG no protocolo de avaliação.

Etapa 1. Exercício A: contração isométrica em decúbito dorsal					
Variável	Músculo	Média (DP)	q2 [q1 - q3]	Mín-máx	n
Pico de ativação	RA	82,5 (15,1)	82,0 [74,8 - 96,4]	50,6 - 96,4	20
	OE	78,6 (19,0)	82,8 [74,0 - 94,5]	40,8 - 94,5	20
	T/OI	88,4 (9,6)	91,5 [83,9 - 96,1]	68,0 - 96,1	16
RMS	RA	88,7 (8,6)	93,0 [81,7 - 95,4]	73,2 - 95,4	20
	EO	84,8 (13,4)	90,4 [78,3 - 95,0]	51,7 - 95,0	20
	T/OI	92,6 (6,4)	94,0 [89,2 - 97,2]	73,5 - 97,2	16
Etapa 1. Exercício B: contração isométrica em decúbito lateral					
Variável	Músculo	Média (DP)	q2 [q1 - q3]	Mín-máx	n
Pico de ativação	RA	40,8 (16,1)	37,9 [29,1 - 45,4]	22,5 - 45,4	20
	OE	67,7 (21,3)	71,3 [51,4 - 87,2]	32,7 - 87,2	20
	T/OI	45,1 (24,8)	38,2 [26,5 - 59,7]	12,3 - 59,7	16
RMS	RA	36,6 (13,0)	36,5 [26,1 - 46,4]	12,6 - 46,4	20
	OE	64,5 (18,5)	66,0 [51,3 - 81,1]	21,4 - 81,1	20
	T/OI	36,2 (22,1)	30,2 [24,4 - 40,5]	13,5 - 40,5	16
Etapa 2. Exercício A: pressão expiratória					
Variável	Músculo	Média (DP)	q2 [q1 - q3]	Mín-máx	n
Pico de ativação	RA	19,2 (17,2)	14,6 [9,4 - 24,2]	4,2 - 24,2	20
	OE	32,4 (22,7)	27,5 [15,3 - 41,4]	8,3 - 41,4	20
	T/OI	36,8 (23,4)	25,3 [20,8 - 50,9]	9,1 - 50,9	16
RMS	RA	13,0 (9,8)	10,8 [7,6 - 15,3]	3,1 - 15,3	20
	OE	26,0 (16,6)	23,1 [13,0 - 31,9]	4,9 - 31,9	20
	T/OI	24,5 (16,6)	17,5 [14,1 - 36,5]	3,2 - 36,5	16
Etapa 2. Exercício B: pressão inspiratória					
Variável	Músculo	Média (DP)	q2 [q1 - q3]	Mín-máx	n
Pico de ativação	RA	14,3 (22,3)	7,0 [4,9 - 9,6]	3,1 - 9,6	20
	OE	17,2 (14,7)	10,7 [8,0 - 21,2]	4,3 - 21,2	20

	T/OI	19,6 (19,7)	10,4 [6,7 - 31,0]	3,1 - 31,0	16
RMS	RA	10,7 (14,7)	6,0 [4,2 - 8,6]	2,0 - 8,6	20
	OE	11,3 (6,2)	9,4 [7,1 - 16,2]	2,4 - 16,2	20
	T/OI	9,8 (7,8)	5,9 [3,6 - 14,4]	1,3 - 14,4	16

Etapa 3. Exercício A: BIODEX isocinético

Variável	Músculo	Média (DP)	q2 [q1 - q3]	Mín-máx	n
Pico de ativação		72,7 (18,6)	73,3 [65,7 - 83,6]	30,4 - 83,6	20
	RA				
	OE	73,7 (17,2)	77,8 [60,1 - 85,9]	32,7 - 85,9	20
RMS		75,9 (16,5)	77,8 [61,5 - 90,3]	45,6 - 90,3	16
	T/OI				
	RA	49,7 (17,1)	49,2 [42,1 - 59,3]	12,6 - 59,3	20
RMS		50,3 (18,6)	44,8 [41,3 - 68,9]	22,8 - 68,9	20
	OE				
	T/OI	46,8 (16,1)	44,2 [37,2 - 54,6]	16,1 - 54,6	16

Etapa 3. Exercício B: BIODEX isométrico

Variável	Músculo	Média (DP)	q2 [q1 - q3]	Mín-máx	n
Pico		59,3 (22,5)	60,4 [40,6 - 76,8]	15,4 - 76,8	20
	RA				
	OE	59,8 (19,1)	53,8 [46,7 - 67,9]	27,9 - 67,9	20
RMS		61,7 (19,8)	65,7 [42,0 - 74,1]	31,4 - 74,1	16
	T/OI				
	RA	52,0 (21,7)	55,7 [33,1 - 67,8]	12,5 - 67,8	20
RMS	OE	55,7 (21,5)	52,4 [40,3 - 68,3]	26,3 - 68,3	20

			68,3	
	50,2 (19,3)	46,6 [37,3 - 63,7]	20,3 -	16
T/OI			63,7	

DP, desvio padrão; q2, intervalo interquartil; RA, retoabdominal; OE, oblíquo externo; T/OI, transverso e oblíquo interno; RMS, *root mean square*.

Tabela 5. Análise estatística de comparação dos resultados normalizados da SEMG entre os diferentes exercícios e músculos avaliados

Variável	Músculo		1-A	1-B	2-A	2-B	3-A	3-B	<i>p</i> interação
Pico de ativação	RA	Médias	82,5aA	40,8bA	19,2dAD	14,3dAB	72,7aA	59,3cA	<0,001
		[IC95%]	[76,1 - 89,0]	[33,9 - 47,7]	[11,9 - 26,6]	[4,8 - 23,8]	[64,8 - 80,7]	[49,7 - 68,9]	
	OE	Médias	78,6aCA	67,7bB	32,4cBC	17,2dAB	73,7abA	59,8bAB	
		[IC95%]	[70,5 - 86,7]	[58,6 - 76,8]	[22,7 - 42,1]	[10,9 - 23,5]	[66,4 - 81,0]	[51,7 - 68,0]	
	T/OI	Médias	88,4aAB	45,1bcAC	36,8cAB	19,6dA	75,9aA	61,7bAB	
		[IC95%]	[83,8 - 92,9]	[33,4 - 56,8]	[25,7 - 47,9]	[10,3 - 29,0]	[68,0 - 83,7]	[52,3 - 71,1]	
RMS	RA	Médias	88,7aAB	36,6bA	13,0dE	10,7dAB	49,7cB	52,0bcB	
		[IC95%]	[85,1 - 92,4]	[31,0 - 42,2]	[8,8 - 17,2]	[4,4 - 16,9]	[42,4 - 57,0]	[42,8 - 61,3]	
	OE	Médias	84,8aAB	64,5bBC	26,0dAC	11,3eAB	50,3cB	55,7bcAB	
		[IC95%]	[79,0 - 90,5]	[56,6 - 72,4]	[18,9 - 33,0]	[8,6 - 13,9]	[42,4 - 58,3]	[46,5 - 64,9]	
	T/OI	Médias	92,6aB	36,2bcA	24,5cCDE	9,8dB	46,8bB	50,2bAB	
		[IC95%]	[89,5 - 95,6]	[25,7 - 46,7]	[16,7 - 32,4]	[6,1 - 13,5]	[39,1 - 54,4]	[41,0 - 59,4]	

SEMG, eletromiografia de superfície (*surface electromyography*); RA, retoabdominal; IC95%, intervalo de confiança de 95%; OE, oblíquo externo; T/OI, transverso e oblíquo interno; RMS, root mean square.

Modelo de Equação de Estimações Generalizadas (Generalized Estimating Equations - GEE). Letras minúsculas distintas representam médias estatisticamente diferentes fixando músculo e comparando exercício. Letras maiúsculas distintas representam médias estatisticamente diferentes fixando exercício e comparando músculo

FIGURAS

Fig. 1 Posicionamento dos eletrodos na parede abdominal. Eletrodos 1: músculo retoabdominal; eletrodos 2: músculo oblíquo externo; eletrodos 3: músculo oblíquo interno/transverso. 2 cm de diferença centro-centro no posicionamento de cada par de eletrodos

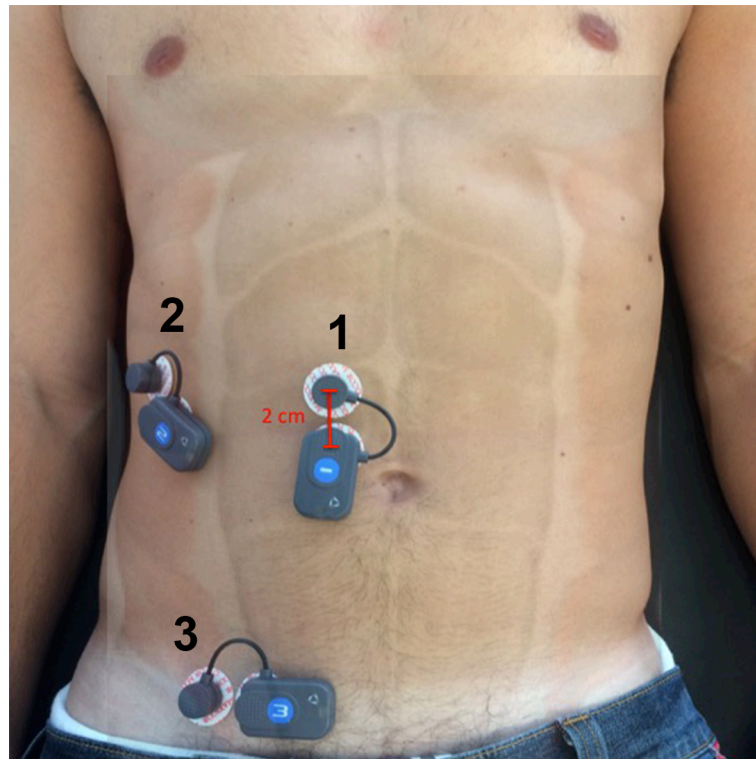


Fig. 2 Avaliação eletromiográfica dos músculos da parede abdominal com o voluntário posicionado em decúbito dorsal sobre maca rígida, executando movimento de contração isométrica voluntária máxima contra resistência do examinador



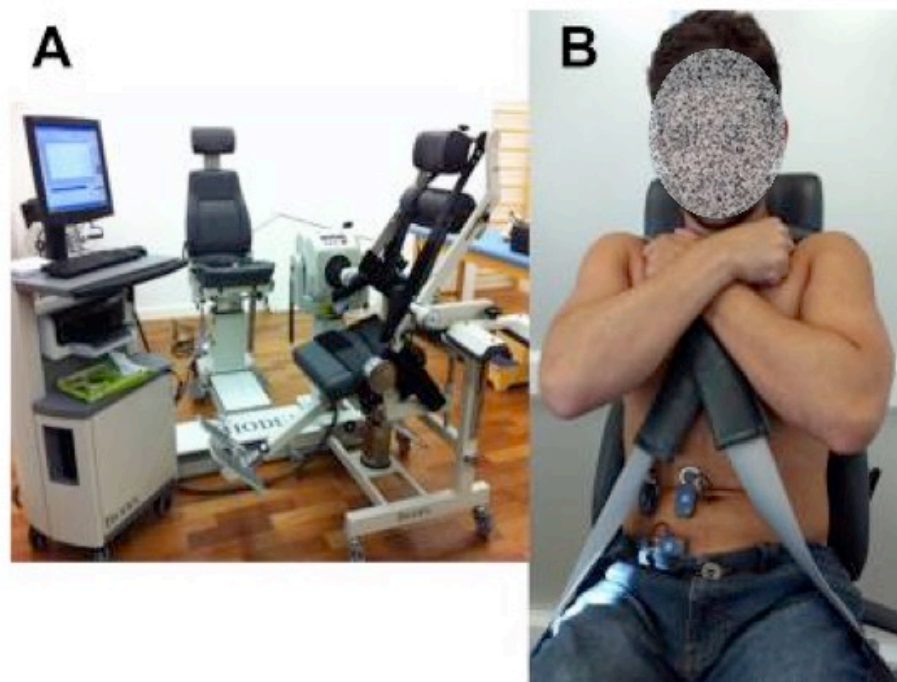
Fig. 3 Avaliação eletromiográfica dos músculos da parede abdominal com o voluntário posicionado em decúbito lateral sobre maca rígida e executando flexão lateral com rotação do tronco contra resistência do examinador



Fig. 4 Avaliação eletromiográfica dos músculos da parede abdominal durante teste de produção pressão inspiratória e expiratória máxima avaliado por manovacuumetria eletrônica



Fig. 5 Avaliação eletromiográfica dos músculos da parede abdominal durante teste isométrico e isocinético em dinamômetro eletrônico. **A)** Biodex Multi-Joint System-4 Pro (Biodex Corporation, Shirley, Nova Iorque, EUA) com módulo para dorso, instalado no laboratório de estudo. **B)** paciente devidamente acomodado e fixado no módulo de dorso.



ARTICLE

Surface electromyography standardization protocol in healthy volunteers – a new outcome in abdominal wall research

Short Title: New abdominal wall SEMG test protocol

ABSTRACT

Purpose: Preventing relapse is not enough: to achieve better surgical outcomes, the influence of hernias and their treatment on abdominal wall function must be understood. Although core muscle strength has been studied, their activation during clinically validated hernia tests has never been evaluated. Therefore, the objective of this study was to describe an abdominal muscle evaluation protocol that involves isokinetic, isometric and respiratory movements with surface electromyography (SEMG).

Methods: Twenty healthy volunteers were evaluated. A three-step protocol was developed with two different tasks on each step: 1-A: isometric contraction in dorsal decubitus, 1-B: isometric contraction in lateral decubitus; 2-A: maximal expiratory pressure maneuver, 2-B: maximal inspiratory pressure maneuver, 3-A: isokinetic Biodex testing, 3-B: isometric Biodex testing. Wireless six-channel SEMG was performed to evaluate the rectus abdominis (RA), external oblique (EO) and internal oblique/transverse abdominis (IO/TA).

Results: The peak and root mean square amplitudes obtained from the raw EMG signal were normalized. Activation of the evaluated muscles was greater in steps 1-A and 3-A. The greatest activation observed in steps 1-A and 1-B was in the IO/TA and EO

muscles, respectively. RA activation was supportive in the respiratory tests, mainly in step 2-A. In step 3 there was no selective difference in muscle activation.

Conclusions: The parameters of abdominal muscle activation in healthy volunteers were determined. These results can serve as the basis for future studies on abdominal wall pathologies and function.

Keywords: Hernia, Abdominal Wall, Muscles, Torque, Electromyography, Muscle Strength, Muscle Strength Dynamometer, Task Performance, Kinesiology

INTRODUCTION

The anterolateral abdominal wall consists of the following muscles: the rectus abdominis, the internal and external obliques and the transverse abdominis and its aponeuroses. These muscles play a key role among the other 26 pairs that make up the core. This muscular system supports the abdominal and lumbopelvic regions, stabilizing the spine and pelvis and maintaining kinetic organization in functional movements. When functioning well, it promotes not only strength but stability [1, 2].

Any structural or neurological damage to this muscle-aponeurotic system can impair an individual's quality of life. Such effects are also evidenced in patients with incisional hernia [3].

In the United States, 3.2 billion dollars were invested ventral hernia treatment in 2006 [4]. In France, these costs were estimated at approximately 84 million euros in 2011 [3].

However, the degree to which muscle function can be reestablished and how clinically relevant this is in a patient's life is still under debate. Since recurrence has been significantly reduced with the use of prostheses, new quality-of-life outcomes have been

studied. In 2011, a group of researchers validated the Biodex Multi-Joint System 4 Pro electronic dynamometer [5]. With this instrument, kinetics are controlled (isokinetic) and abdominal contraction force is translated into torque in Newtons per second.

Surface electromyography (SEMG), also called kinetic electromyography due to its ability to evaluate muscle activation during movement, is a commonly used instrument in training and rehabilitation analysis of core musculature and in patients with low back pain [6-8]. In a review of the literature, 87 studies involving SEMG and abdominal wall muscles were found between 1950 and 2008 [9]. Variability between the tests, poor technical description, small sample size, no description of the physical activity level of the evaluated individuals, and nonstandardized signal capture and processing techniques were some of the observed failures.

Our objective was to describe a protocol for the reliable study of abdominal wall muscle activation during the execution of functional movements in clinically validated tests.

METHODS

Study Protocol

A three-step protocol was developed in which each step consists of two standardized abdominal exercises (A and B) whose purpose is to stimulate activation of the musculature in different ways. The analyses were carried out at our institute's research laboratory. The study was approved by the institutional ethics committee and conducted in accordance with the provisions of the Helsinki Declaration. All patients provided written informed consent prior to inclusion in the study. The evaluation tests were performed at Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre.

SEMG: after the skin was depilated, exfoliated and cleaned with alcohol, the electrodes were attached with a center-to-center spacing of 2cm. The rectus abdominis (RA), external oblique (OE) and the internal oblique together with the transverse abdominis (IO/TA) were evaluated. Figure 1 shows the electrode positioning for each muscle.

All data were collected using a BTS FREEEMG 1000 EMG device with a sampling rate of 1.0 kHz, which includes super lightweight (10g) wireless electrodes with a maximum transfer distance of 20 m. The data were analyzed with SmartAnalyzer software (v. 1.10.465.0). The raw signals were filtered to a bandwidth of 20-500Hz and the obtained data were analyzed. Peak activation and the root mean square (RMS) were calculated. The results were normalized based on maximum voluntary contraction (MVC). A 120-second break was given between sets to avoid fatigue.

First step: isometric tests on a rigid stretcher

Exercise 1-A: With the spine straight, the individual flexed from the hip and knee on a rigid stretcher. Against the examiner's resistance, 3 sets of maximal contractions were sustained for 5 seconds (Figure 2).

Exercise 1-B: In lateral decubitus with the spine flexed and lateral trunk rotation, the individual performed 3 sets of maximal contractions, sustaining them for 5 seconds (Figure 3).

Second step - respiratory muscles (Figure 4).

Exercise 2-A: In a seated position while using a nose clip, the subject performed a maximal expiratory pressure maneuver, sustaining it for five seconds, which was repeated 5 times. The maximal expiratory pressure value (PE_{max}) was

evaluated in centimeters of water with a digital vacuum gauge and the highest of the 5 measurements was used for analysis.

Exercise 2-B: The same parameters were applied during the maximal inspiratory pressure maneuver to obtain the maximal inspiratory pressure value (P_Imax).

Third step

A Biodex Multi-Joint System 4 Pro isokinetic dynamometer (Biodex Corporation, Shirley, New York, USA), which can work specific muscle groups in isokinetic and isometric tests, was used for this step. Adapting the system to dorsal musculature, we evaluated contraction force. The patient was positioned in the module with the thigh, hip and trunk immobilized, feet supported and at a 90° angle between the femur and the hip, which was measured at the iliac crest with a goniometer (Figure 5).

Exercise 3-A: Three sets of 5 isokinetic contractions at an angular velocity of 60°/sec were performed. The range of motion was 40° to 80° to 110°.

Exercise 3-B: Three series of 5-second maximal isometric contractions were performed against machine resistance at an 80° angle.

Statistical analysis

The means and standard deviations, together with the quartiles, minimums and maximums are presented for each variable. The data were analyzed with SPSS 18.0 for Windows, with a significance level of 0.05 for all analyses.

To compare SEMG results between different muscles and exercises, we used a generalized estimating equation. For this comparison we used an exchangeable correlation matrix, a robust estimator covariance matrix and normal distribution with identity function. A post-hoc Bonferroni multiple comparison test was used.

The sample calculation required 20 patients for a 90% chance of detecting with 5% significance level, an increase in the assessed outcome from 52 to 71 [10].

RESULTS

Twenty patients (10 female) were evaluated, whose mean age was 26 years (SD 7, min. 23 and max. 34) and mean BMI was 22.7 kg/m² (min. 18, i.e. underweight, and max. 27.5, i.e. overweight), which was within ideal limits, although the interquartile range for most of the sample population was within either normal or ideal limits. Obese individuals were not evaluated. The mean waist circumference was 70.9 cm (Table 1).

The population's mean SF-36 quality of life score was high for all categories. The lowest means were vitality and mental health (Table 2); the mean physical activity was 2186.6 MET min/week (Table 3).

Peak and RMS amplitudes obtained from the raw EMG signal were normalized; their means are shown in Table 4 for each of the muscles and exercises.

The activation results for each muscle were compared across exercises, as were all of the activated muscles within each exercise. This analysis is described in Table 5.

DISCUSSION

The prevalence of hernias calls for a more profound understanding of abdominal wall contractile mechanics, considering that the main reason for repairing them is to recover the anatomical and organizational architecture necessary to guarantee functionality. Several *in vivo* and *ex vivo* studies have helped provide theoretical bases that can be applied clinically and benefit patients [11, 12].

The muscles of the anterolateral abdominal wall are part of an integrated system whose coordinated activation directly participates in torque production and

provides necessary support for the activation of other muscle groups.

Abdominal wall hernias have a strong impact on a patient's quality of life. Advances in the surgical treatment of hernias lead us to look for better clinical outcomes. Current research is focusing on functional outcomes related to quality of life.

In a 2011 a pilot study, Parker et al. developed a clinical protocol for evaluating abdominal wall strength in hernia patients. They tested the reliability and reproducibility of a three-step assessment based on functional movement performance. The results were inconclusive, varying according to the researcher who performed the testing and analysis [13].

The use of machines has brought less subjectivity to the analysis and allows better movement standardization. A pioneering 1997 study evaluated the functional impact of a direct injury to the anterior abdominal wall musculature in patients who had undergone transverse rectus abdominis myocutaneous (TRAM) flap breast reconstruction [14]. The patients showed reduced performance in the sixth postoperative week. Differences were also observed between flap types. The physical therapy evaluation and the physical activity questionnaire did not have the same sensitivity and could not distinguish these differences between the groups.

The Biodex System 4 has been validated in abdominal wall hernia patients, based mainly on its correlation with IPAQ results [5]. Johansson et al. and den Hartog et al. have already used this protocol in patients after herniorrhaphy [15, 16]. The former found no significant functional gain differences when comparing three techniques of open hernioplasty, whereas the latter evaluated patients at a later postoperative period, observing greater abdominal wall strength in those who had open ventral hernioplasty than in those who underwent videolaparoscopy. The main hypothesis suggested by the authors was that the videolaparoscopy technique did not completely close the hernia

defects.

This study is the first to directly assess activation of the anterolateral abdominal wall muscles using a clinically validated isokinetic instrument for hernia patients. Existing functional tests evaluate torque production but cannot define the role of each muscle in the final product. It is unlikely that muscles of the anterior abdominal wall can be isolated from among the complexity of agonist and antagonist interrelations without direct individualized analysis.

EMG has already been widely used to detect core muscle activation during movement [17]. In a sample of 20 healthy volunteers, Snarr et al. were able to identify a difference in muscle activation when different instability stimuli were introduced during exercise [18].

EMG requires some care in its implementation. Cooperation and stimulation during the test is important and may directly affect the results. Our volunteers were fully instructed, had adequate breaks and were adequately stimulated during the exercises by trained professionals. The test exercises were practiced before each new stage. No sign of fatigue was evident.

One of the difficulties in SEMG is evaluating the transverse abdomen muscle. This is the deepest muscle and is activated or “pre-activated” 10-30 ms before the contraction [19]. This is an important core mechanism for protecting the vertebrae and joints during movement generation. Due to the depth of the muscle, fine-needle EMG was used in earlier studies to avoid crossing signals [20]. This requires the use of ultrasound for needle positioning, is painful, invasive, and limits analysis during movement. Following McGill’s electrode positioning for transverse muscle and internal oblique SEMG evaluation, we had only a few losses in transverse muscle signal capture during the execution of certain tasks when the patient was positioned in the Biodex [21].

This may be due to the positioning of the electrode in the abdominal fold area with the patient in a seated position, which could be a limitation in evaluating this muscle. However, the mean waist circumference of volunteers who experienced signal loss was no different from that of the rest of the group; the lack of signal may indicate a failure in the electrode activation system or in signal capture.

In Exercise 1-A, the muscle with the highest RMS and peak activation was the IO/TA, although this difference was not significant.

For this study, we used the electrode positioning of Ng et al. for evaluating the RA and EO [22]. This positioning follows the direction of muscle fibers and minimizes signal crossing between the EO and IO/TA muscles [23].

Due to the orientation of its fibers and despite its possibly important role in force production, the RA was not a protagonist in any of the tested tasks. In exercise 1-B, the EO had the highest peak activation, which was significantly different from the other muscle groups. The RMS variable also followed this trend.

No significant differences were observed between the RMS and peak activation of the evaluated muscles in either the isokinetic (A) or the isometric (B) exercises of Step 3.

We used a wireless system, which enables greater individual mobility and avoids the signal interference that can occur with cable movement.

Intrinsic and extrinsic factors can cause significant variation in the raw EMG signal. To allow better comparison between different individuals, muscles and even moments of the evaluation, we normalized the results based on the MVC. Normalization redefines the data unit in millivolts to a percentage of this reference value [24, 25].

The peak activation results for the RA, IO/TA and EO were higher in exercise 1-A than in 3-A, but this difference was not significant. These two tests showed

significantly higher activation potential than the others. When this same comparison was made using the RMS variable, the activation of the RA, TA and IO muscles was significantly greater in exercise 1-A than in the other exercises, including exercise 3-A. Thus, we suggest for subsequent study that exercise 1-A be chosen to determine the MVC and consequent normalization. Although the peak activations of all muscles were similar during this isometric exercise, when the RMS was evaluated, there was a significantly greater activation of the TA. This exercise was what led significantly to the greater activation of this muscle.

In exercise 1-B, there was significantly higher activation in the EO than the in other muscles. Nevertheless, the degree of activation of this muscle was significantly greater in exercises 1-A and 2-B.

The activation level was similar for all muscles in the Step 3 exercises.

Neuronal modulation of the trunk musculature can promote a balance between thoracic and abdominal pressure [26]. This activation mechanism has been previously assessed in an EMG study, which showed that there is already a change in the abdominal contraction activation pattern of at-risk patients, even before the development of chronic obstructive pulmonary disease.

In Exercise 2-A, RA activation was less than the other muscles, which shows the important role of the more transversally-oriented muscles, such as the EO and the IO/TA, during ventilation. There was significant activation of these muscles during maximal expiration, probably due to the greater need for muscle contraction to restrict expansion of the abdominal cavity and to actively participate in the process of expelling the air from the lungs.

In Exercise 2-B there was a less pronounced muscle activation pattern in relation to the preponderance of each muscle. This could be expected because as the

diaphragm descends in inspiration, the abdominal muscles must reduce their degree of activation and resistance in order to reduce intra-abdominal pressure so that a greater volume of air can enter the lungs. Breathing aids notwithstanding, an injury to the abdominal muscles may lead to a failure in activation dynamics and directly impact lung function and functional capacity.

Step 2 consisted of an alternative stimulus for activating the abdominal musculature, which is considered to have an auxiliary role in the force production process. The vacuum gauge has already been validated in a population with similar demographic characteristics to those in our sample [27]. The most common measures of respiratory musculature strength are PEmax and PImax [28].

Perspectives: We need a better understanding of abdominal wall contraction to better treat hernia patients. Kinetics is key to maintaining physical capacity and, consequently, quality of life. Questions still need to be answered: can the presence of a hernia alter muscle activation patterns and lead to compensatory mechanisms or instability? What happens with muscle activation after component separation or transverse muscle release techniques? Is SEMG a reproducible test for patients with abdominal wall herniation? Is there a correlation between the degree of muscle activation and torque production in isokinetic and isometric tests?

Limitations: Only young, healthy, physically fit volunteers were evaluated; there were difficulties in obtaining the transverse muscle signal in some cases; many core muscles were not evaluated; it may be difficult to test obese patients with SEMG.

CONCLUSION

Through a series of different exercises, the activation parameters of anterolateral abdominal wall muscles were determined for patients without comorbidities.

REFERENCES

1. WB Kibler, Press J, Sciascia A (2006) The role of core stability in athletic function. *Sports Med* 36:189-198. doi: 10.2165/00007256-200636030-00001
2. CE Rivera (2016) Core and Lumbopelvic Stabilization in Runners. *Phys Med Rehabil Clin N Am* 27:319-337. doi: 10.1016/j.pmr.2015.09.003
3. GH van Ramshorst, Eker HH, Hop WC, Jeekel J, Lange JF (2012) Impact of incisional hernia on health-related quality of life and body image: a prospective cohort study. *Am J Surg* 204:144-150. doi: 10.1016/j.amjsurg.2012.01.012
4. BK Poulouse, Shelton J, Phillips S, Moore D, Nealon W, Penson D, Beck W, Holzman MD (2012) Epidemiology and cost of ventral hernia repair: making the case for hernia research. *Hernia* 16:179-183. doi: 10.1007/s10029-011-0879-9
5. U Gunnarsson, Johansson M, Strigard K (2011) Assessment of abdominal muscle function using the Biodex System-4. Validity and reliability in healthy volunteers and patients with giant ventral hernia. *Hernia* 15:417-421. doi: 10.1007/s10029-011-0805-1
6. SM McGill (1991) Electromyographic activity of the abdominal and low back musculature during the generation of isometric and dynamic axial trunk torque: implications for lumbar mechanics. *J Orthop Res* 9:91-103. doi: 10.1002/jor.1100090112
7. MH Cole, Grimshaw PN (2008) Electromyography of the trunk and abdominal muscles in golfers with and without low back pain. *J Sci Med Sport* 11:174-181. doi: 10.1016/j.jsams.2007.02.006
8. JK Ng, Richardson CA, Parnianpour M, Kippers V (2002) EMG activity of trunk muscles and torque output during isometric axial rotation exertion: a comparison

- between back pain patients and matched controls. *J Orthop Res* 20:112-121. doi: 10.1016/S0736-0266(01)00067-5
9. M Monfort-Panego, Vera-Garcia FJ, Sanchez-Zuriaga D, Sarti-Martinez MA (2009) Electromyographic studies in abdominal exercises: a literature synthesis. *J Manipulative Physiol Ther* 32:232-244. doi: 10.1016/j.jmpt.2009.02.007
10. SA Julious (2004) Sample sizes for clinical trials with normal data. *Stat Med* 23:1921-1986. doi: 10.1002/sim.1783
11. F Podwojewski, Ottenio M, Beillas P, Guerin G, Turquier F, Mitton D (2014) Mechanical response of human abdominal walls ex vivo: Effect of an incisional hernia and a mesh repair. *J Mech Behav Biomed Mater* 38:126-133. doi: 10.1016/j.jmbbm.2014.07.002
12. D Tran, Podwojewski F, Beillas P, Ottenio M, Voirin D, Turquier F, Mitton D (2016) Abdominal wall muscle elasticity and abdomen local stiffness on healthy volunteers during various physiological activities. *J Mech Behav Biomed Mater* 60:451-459. doi: 10.1016/j.jmbbm.2016.03.001
13. M Parker, Goldberg RF, Dinkins MM, Asbun HJ, Daniel Smith C, Preissler S, Bowers SP (2011) Pilot study on objective measurement of abdominal wall strength in patients with ventral incisional hernia. *Surg Endosc* 25:3503-3508. doi: 10.1007/s00464-011-1744-8
14. GM Kind, Rademaker AW, Mustoe TA (1997) Abdominal-wall recovery following TRAM flap: a functional outcome study. *Plast Reconstr Surg* 99:417-428.
15. M Johansson, Gunnarsson U, Strigard K (2011) Different techniques for mesh application give the same abdominal muscle strength. *Hernia* 15:65-68. doi: 10.1007/s10029-010-0745-1

16. D den Hartog, Eker HH, Tuinebreijer WE, Kleinrensink GJ, Stam HJ, Lange JF (2010) Isokinetic strength of the trunk flexor muscles after surgical repair for incisional hernia. *Hernia* 14:243-247. doi: 10.1007/s10029-010-0627-6
17. JM Martuscello, Nuzzo JL, Ashley CD, Campbell BI, Orriola JJ, Mayer JM (2013) Systematic review of core muscle activity during physical fitness exercises. *J Strength Cond Res* 27:1684-1698. doi: 10.1519/JSC.0b013e318291b8da
18. RL Snarr, Hallmark AV, Nickerson BS, Esco MR (2016) Electromyographical Comparison of Pike Variations Performed With and Without Instability Devices. *J Strength Cond Res* 30:3436-3442. doi: 10.1519/JSC.0000000000001436
19. PW Hodges, Richardson CA (1997) Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. *Phys Ther* 77:132-142; discussion 142-134.
20. AG Cresswell, Grundstrom H, Thorstensson A (1992) Observations on intra-abdominal pressure and patterns of abdominal intra-muscular activity in man. *Acta Physiol Scand* 144:409-418. doi: 10.1111/j.1748-1716.1992.tb09314.x
21. S McGill, Juker D, Kropf P (1996) Appropriately placed surface EMG electrodes reflect deep muscle activity (psoas, quadratus lumborum, abdominal wall) in the lumbar spine. *J Biomech* 29:1503-1507. doi: 10.1016/0021-9290(96)84547-7
22. JK Ng, Kippers V, Richardson CA (1998) Muscle fibre orientation of abdominal muscles and suggested surface EMG electrode positions. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 38:51-58.
23. ID Beith, Harrison PJ (2004) Stretch reflexes in human abdominal muscles. *Exp Brain Res* 159:206-213. doi: 10.1007/s00221-004-1948-4

24. A Burden (2010) How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. *J Electromyogr Kinesiol* 20:1023-1035. doi: 10.1016/j.jelekin.2010.07.004
25. JE Kasprisin, Grabiner MD (1998) EMG variability during maximum voluntary isometric and anisometric contractions is reduced using spatial averaging. *J Electromyogr Kinesiol* 8:45-50. doi: 10.1016/S1050-6411(97)00013-8
26. PW Hodges, Heijnen I, Gandevia SC (2001) Postural activity of the diaphragm is reduced in humans when respiratory demand increases. *J Physiol* 537:999-1008. doi: 10.1111/j.1469-7793.2001.00999.x
27. CM Coelho, Carvalho RM, Gouvea DS, Novo Junior JM (2012) Comparison among parameters of maximal respiratory pressures in healthy subjects. *J Bras Pneumol* 38:605-613. doi: 10.1590/S1806-37132012000500010
28. JA Neder, Andreoni S, Lerario MC, Nery LE (1999) Reference values for lung function tests. II. Maximal respiratory pressures and voluntary ventilation. *Braz J Med Biol Res* 32:719-727. doi: 10.1590/S0100-879X1999000600007

TABLES

Table 1. Anthropometric data

Anthropometric data	Mean (SD)	q2 [q1 - q3]	Min-max	<i>n</i>
Weight (kg)	66.0 (13.9)	68.5 [52.0 - 77.0]	47.0 - 91.0	20
Height (cm)	169.0 (10.6)	167.0 [159.0 - 176.0]	155.0 - 187.0	20
WC (cm)	70.9 (20.2)	78.5 [67.5 - 83.0]	26.0 - 90.0	20
BMI (kg/m ²)	22.7 (3.0)	22.3 [20.1 - 25.5]	18.0 - 27.4	20

WC, waist circumference; BMI, body mass index.

Table 2. Results of the SF-36 quality of life questionnaire.

Domains	Mean (SD)	q2 [q1 - q3]	Min-max
Functional capacity	97.5 (4.4)	100.0 [95.0 - 100.0]	85.0 - 100.0
Limitations from physical conditions	100.0 (0.0)	100.0 [100.0 - 100.0]	100.0 - 100.0
Pain	84.2 (18.1)	90.0 [74.0 - 100.0]	30.0 - 100.0
General state of health	80.8 (13.0)	83.5 [74.5 - 87.5]	52.0 - 100.0
Vitality	73.0 (14.5)	75.0 [67.5 - 82.5]	40.0 - 95.0
Social aspects	89.1 (11.4)	87.5 [87.5 - 100.0]	62.5 - 100.0
Limitations due to emotional aspects	90.0 (26.7)	100.0 [100.0 - 100.0]	0.0 - 100.0
Mental health	77.8 (11.5)	78.0 [68.0 - 88.0]	56.0 - 96.0

Table 3. Total results from the IPAQ questionnaire.

Domains (MET- minutes/week)	Mean (SD)	q2 [q1 - q3]	Min-max
Work total	0.0 (0.0)	0.0 [0.0 -0.0]	0.0 -0.0
Transportation total	573.2 (564.8)	544.5 [0.0 -814.5]	0.0 -1.782.0
Home total	293.6 (322.0)	270.0 [0.0 -420.0]	0.0 -1.020.0
Leisure total	1.310.9 (1.238.8)	1.039.0 [480.0 -2.004.0]	0.0 -5.466.0
Total physical activity	2.186.6 (1.305.9)	2.247.3 [1.179.0 -2.963.5]	320.0 -5.466.0

Table 4. Normalized Results from SEMG testing protocol.

Step 1. Exercise A					
SEMG data	Muscle	Mean (SD)	q2 [q1 - q3]	Min-max	<i>n</i>
Peak	RA	82.5 (15.1)	82.0 [74.8 - 96.4]	96.4 - 50.6	20
	EO	78.6 (19.0)	82.8 [74.0 - 94.5]	94.5 - 40.8	20
	IO/TA	88.4 (9.6)	91.5 [83.9 - 96.1]	96.1 - 68.0	16
RMS	RA	88.7 (8.6)	93.0 [81.7 - 95.4]	95.4 - 73.2	20
	EO	84.8 (13.4)	90.4 [78.3 - 95.0]	95.0 - 51.7	20
	IO/TA	92.6 (6.4)	94.0 [89.2 - 97.2]	97.2 - 73.5	16
Step 1. Exercise B					
	Muscle	Mean (SD)	q2 [q1 - q3]	Min-max	<i>n</i>
Peak	RA	40.8 (16.1)	37.9 [29.1 - 45.4]	45.4 - 22.5	20
	EO	67.7 (21.3)	71.3 [51.4 - 87.2]	87.2 - 32.7	20
	IO/TA	45.1 (24.8)	38.2 [26.5 - 59.7]	59.7 - 12.3	16
RMS	RA	36.6 (13.0)	36.5 [26.1 - 46.4]	46.4 - 12.6	20
	EO	64.5 (18.5)	66.0 [51.3 - 81.1]	81.1 - 21.4	20
	IO/TA	36.2 (22.1)	30.2 [24.4 - 40.5]	40.5 - 13.5	16
Step 2. Exercise A: Expiratory pressure					
	Muscle	Mean (SD)	q2 [q1 - q3]	Min-max	<i>n</i>
Peak	RA	19.2 (17.2)	14.6 [9.4 - 24.2]	24.2 - 4.2	20
	EO	32.4 (22.7)	27.5 [15.3 - 41.4]	41.4 - 8.3	20
	IO/TA	36.8 (23.4)	25.3 [20.8 - 50.9]	50.9 - 9.1	16

RMS	RA	13.0 (9.8)	10.8 [7.6 - 15.3]	15.3 - 3.1	20
	EO	26.0 (16.6)	23.1 [13.0 - 31.9]	31.9 - 4.9	20
	IO/TA	24.5 (16.6)	17.5 [14.1 - 36.5]	36.5 - 3.2	16

Step 2. Exercise B: Inspiratory pressure

	Muscle	Mean (SD)	q2 [q1 - q3]	Min-max	<i>n</i>
Peak	RA	14.3 (22.3)	7.0 [4.9 - 9.6]	9.6 - 3.1	20
	EO	17.2 (14.7)	10.7 [8.0 - 21.2]	21.2 - 4.3	20

Step 1 . Exercise A

	Muscle	Mean (SD)	q2 [q1 - q3]	Min-max	<i>n</i>
Peak	RA	82.5 (15.1)	82.0 [74.8 - 96.4]	96.4 - 50.7	18
	EO	78.6 (19.0)	82.8 [74.0 - 94.5]	94.5 - 40.9	17
	IO/TA	88.4 (9.6)	91.5 [83.9 - 96.1]	96.1 - 68.1	17
RMS	RA	88.7 (8.6)	93.0 [81.7 - 95.4]	95.4 - 73.3	16
	EO	84.8 (13.4)	90.4 [78.3 - 95.0]	95.0 - 51.8	16
	IO/TA	92.6 (6.4)	94.0 [89.2 - 97.2]	97.2 - 73.6	16

Step 1. Exercise B

	Muscle	Mean (SD)	q2 [q1 - q3]	Min-max	<i>n</i>
Peak	RA	40.8 (16.1)	37.9 [29.1 - 45.4]	45.4 - 22.6	18
	EO	67.7 (21.3)	71.3 [51.4 - 87.2]	87.2 - 32.8	17
	IO/TA	45.1 (24.8)	38.2 [26.5 - 59.7]	59.7 - 12.4	17
	RA	36.6 (13.0)	36.5 [26.1 - 46.4]	46.4 - 12.7	16

RMS	EO	64.5 (18.5)	66.0 [51.3 - 81.1]	81.1 - 21.5	16
	IO/TA	36.2 (22.1)	30.2 [24.4 - 40.5]	40.5 - 13.6	16

Step 2. Exercise A: Expiratory pressure

	Muscle	Mean (SD)	q2 [q1 - q3]	Min-max	<i>n</i>
Peak	RA	19.2 (17.2)	14.6 [9.4 - 24.2]	24.2 - 4.3	18
	EO	32.4 (22.7)	27.5 [15.3 - 41.4]	41.4 - 8.4	17
	IO/TA	36.8 (23.4)	25.3 [20.8 - 50.9]	50.9 - 9.2	17

RMS, root mean square; RA, rectus abdominis; EO, external oblique; IO/TA, internal oblique and transverse abdominis

Table 5. Statistical analysis comparing normalized SEMG results among different exercises and muscles.

Variable	Muscle		1-A	1-B	2-A	2-B	
Peak	RA	Means	82.5aA	40.8bA	19.2dAD	14.3dAB	
		[IC95]	[76.1 - 89.0]	[33.9 - 47.7]	[11.9 - 26.6]	[4.8 - 23.8]	[64
	EO	Means	78.6aCA	67.7bB	32.4cBC	17.2dAB	7
		[IC95]	[70.5 - 86.7]	[58.6 - 76.8]	[22.7 - 42.1]	[10.9 - 23.5]	[66
	IO/TA	Means	88.4aAB	45.1bcAC	36.8cAB	19.6dA	
		[IC95]	[83.8 - 92.9]	[33.4 - 56.8]	[25.7 - 47.9]	[10.3 - 29.0]	[68
RMS	RA	Means	88.7aAB	36.6bA	13.0dE	10.7dAB	
		[IC95]	[85.1 - 92.4]	[31.0 - 42.2]	[8.8 - 17.2]	[4.4 - 16.9]	[42
	EO	Means	84.8aAB	64.5bBC	26.0dAC	11.3eAB	
		[IC95]	[79.0 - 90.5]	[56.6 - 72.4]	[18.9 - 33.0]	[8.6 - 13.9]	[42
	IO/TA	Means	92.6aB	36.2bcA	24.5cCDE	9.8dB	
		[IC95]	[89.5 - 95.6]	[25.7 - 46.7]	[16.7 - 32.4]	[6.1 - 13.5]	[39

FIGURE

Fig. 1 Placement of the electrodes on the abdominal wall. Electrode pair1: rectus abdominis; Electrode pair 2: external oblique; Electrode pair 3: internal oblique/transverse abdominis.

Note: 2 cm center-to-center spacing between each electrode component



Fig. 2 Electromyographic evaluation of abdominal wall muscles with the volunteer positioned in dorsal decubitus on a rigid stretcher, performing a maximum voluntary isometric contraction movement against the examiner's resistance



Fig. 3 Electromyographic evaluation of abdominal wall muscles with the volunteer positioned in lateral decubitus on a rigid stretcher, performing lateral flexion with trunk twisting against the examiner's resistance



Fig. 4 Electromyographic evaluation of abdominal wall muscles during maximal inspiratory and expiratory pressure maneuvers with an electronic vacuum gauge



Fig. 5 Electromyographic evaluation of abdominal wall muscles during isometric and isokinetic testing in a Biodex Multi-Joint System 4 Pro electronic dynamometer (Biodex Corporation, Shirley, New York, USA)

