



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA

**VALIDAÇÃO CONCORRENTE DAS MEDIDAS DE FORÇA
DE PROTRAÇÃO DA ESCÁPULA COM DINAMÔMETRO
HAND-HELD EM TRÊS DIFERENTES POPULAÇÕES.**

RICARDO MARCOS LIBERATORI JUNIOR

SÃO CARLOS

2017

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA

**VALIDAÇÃO CONCORRENTE DAS MEDIDAS DE FORÇA
DE PROTRAÇÃO DA ESCÁPULA COM DINAMÔMETRO
HAND-HELD EM TRÊS DIFERENTES POPULAÇÕES.**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Fisioterapia, área de concentração: Processos de Avaliação e Intervenção em Fisioterapia.

Discente: Ricardo Marcos Liberatori Junior

Orientador(a): Profa. Dra. Stela Márcia Mattiello

Co-orientador(a): Profa. Dra. Gisele Garcia Zanca

SÃO CARLOS

2017



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS

Centro de Ciências Biológicas e da Saúde
Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia

Folha de Aprovação

Assinaturas dos membros da comissão examinadora que avaliou e aprovou a Defesa de Dissertação de Mestrado do candidato Ricardo Marcos Liberatori Junior, realizada em 24/02/2017:

Profa. Dra. Stela Marcia Mattiello
UFSCar

Prof. Dra. Anamaria Siriani de Oliveira
USP

Profa. Dra. Paula Rezende Camargo
UFSCar

DEDICATÓRIA

Dedico essa dissertação primeiramente a minha família,
por todo o esforço que fizeram para que eu pudesse concluir
essa importante etapa em minha vida...

Dedico também à minha orientadora Stela, pela
paciência e dedicação ao me ensinar durante toda essa jornada...

Dedico ainda à minha co-orientadora Gisele pelo carinho
e atenção que contribuíram para minha formação...

Finalmente dedico aos meus amigos que me apoiaram e
estenderam as mãos em todas as etapas da minha formação...

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais, **Ricardo Marcos Liberatori e Rita Angélica Ribeiro de Paula** e minha irmã **Paola Ribeiro de Paula Liberatori**, primeiramente pela criação que me deram, pelos valores que me ensinaram e pela enorme dedicação em me transformarem em uma pessoa melhor. Também agradeço toda a luta e esforços que tiveram para que eu pudesse realizar o meu sonho, sei o quanto foi difícil para cada um de vocês superarem as dificuldades e mesmo que de longe acompanhei cada uma delas, mas graças a Deus conseguimos alcançar esse objetivo.

À **Stela Márcia Mattiello** por me aceitar e abrir as portas do LAFAR, sei que não deve ter sido a tarefa mais fácil da sua carreira, aceitar o desafio de ensinar um aluno que quase nem sabia o que era uma pesquisa. Agradeço muito por acreditar em mim e acima de tudo por ter tido paciência, carinho e dedicação para ajudar nessa etapa da minha formação. Obrigado pelos puxões de orelha, os conselhos de mãe, a cobrança de orientadora, às críticas e aos elogios que com certeza me fizeram crescer profissional e pessoalmente. Foram muitos os momentos que duvidei que realmente eu pudesse chegar ao final deste ciclo, porém sempre que eu me encontrava perdido em relação a algum dos desafios que apareceram durante essa jornada você estava lá, pronta para me ajudar a encontrar um caminho que transpusesse aquela dificuldade. Ao longo desses dois anos apareceram muitos obstáculos, alguns até quase impossíveis de resolver, como por exemplo, o tal dispositivo que nunca funcionava, mas como sempre você aparecia com uma solução ou com uma nova ideia para resolver a situação.

Agradeço também à **Gisele Garcia Zanca**, que aceitou o desafio de ser minha co-orientadora, que também se incomodou com todos os obstáculos que apareceram durante esse ciclo. E mesmo que estivesse distante por conta da sua nova e brilhante carreira, participou ativamente da minha formação. Me lembro das reuniões por Skype, nas quais nos tirava do mundo das divagações e nos trazia novamente para a terra firme, além dos grandes conselhos que carrego comigo e vou carregar por toda a minha carreira.

Aos meus amigos **Lucas Ogura, João Flávio, Rodrigo Py, Luiz Fernando**, obrigado pelas inúmeras vezes que escutaram minhas besteiras, obrigado pelas inesquecíveis reuniões para

tomar uma cerveja e jogar conversa fora, para aconselhar uns aos outros, para termos grandes ideias de futuro pessoal e profissional. Obrigado por estarem sempre comigo seja estudando inglês, discutindo artigos, jogando futebol, basquete ou no computador.

Aos **meus amigos do LAFAR Fernando (Vulgo Zé), Gláucia, Marina, Bia, Jéssica, Aline e Cris**, por terem criado um verdadeiro ambiente familiar, por terem me recebido como um membro da família de vocês. Obrigado **Jéssica**, por ser uma confidente e uma amiga da qual eu sei que posso contar para o resto da minha vida. **Gláucia**, pelos grandes almoços e jantares que sempre foram ricos em amizade, cultura e diversão. Ao amigo **Zé**, que sempre deu os mais diversos e sábios conselhos de quem já tinha passado por tudo aquilo que eu estava apenas começando a passar. **Bia**, por todas conversas sobre alimentação, exercícios, esportes, pelas piadinhas e brincadeiras que sempre deixaram o nosso ambiente de trabalho mais confortável e harmonioso. **Marina** que não tive muito contato, mas que pudemos conversar algumas vezes e que me aceitou como um membro da família LAFAR. **Aline** que também foi uma grande amiga, que me ajudou dando várias dicas e me escutando quando necessário. **Cris** que chegou no LAFAR a bem pouco tempo e já nos ajudou tanto, com suas terapias alternativas e com o carinho que nos trata sempre,

Ao **meu amigo e irmão Luiz Fernando**, agradeço primeiro por ser a primeira pessoa que confiou em mim e acreditou que eu seria capaz de realizar esse objetivo e que me trouxe para São Carlos para iniciar esta jornada. Obrigado por fazer o papel de um irmão para mim, pela parceria quando moramos juntos, pelas nossas inúmeras conversas, conselhos, por ser um amigo sempre fiel e prestativo. Agradeço muito pelas nossas quartas de futebol, as quintas de faxina e pelas terças feiras de Master Chef... Mas acima de tudo agradeço a Deus por colocar pessoas como você na minha vida.

Ao **meu amigo Walter**, que sempre muito prestativo foi peça fundamental para a realização deste trabalho, sempre muito atencioso e prestativo, com um jeito muito político e um coração

enorme sempre esteve disposto a ajudar, dar conselhos e até mesmo a corrigir o que fosse necessário.

Ao **grande amigo Rodrigo Py**, que logo de cara tive uma enorme identificação e construí uma sólida e muito divertida amizade. Obrigado pelas incansáveis vezes que me ajudou em tudo o que precisei, pelas dicas e pela parceria sempre. Difícil duas pessoas se tornarem grandes amigos em tão pouco tempo, mas creio que conseguimos criar uma amizade que será muito forte e duradoura.

Aos amigos da equipe de natação **Guilherme, Fred, Bia, Luma, Lais, Léo e Kaneko**, que sempre me apoiaram e me proporcionaram momentos muito felizes e engraçados, além de me acompanharem no amor por esse esporte. Além disso também deram sua colaboração para que esse trabalho acontecesse.

À **banca composta pelas professoras, Dr^a Anamaria e Dr^a Paula** por terem aceito tão prontamente o convite e pelas contribuições que com certeza ajudarão meu estudo, **pelos membros suplentes Dr^a Thais e Dr^a Roberta**, por aceitarem nosso convite.

As **alunas de iniciação científica Adriana e Tsugui** que me ajudaram e não só aprenderam comigo, mas me ensinaram muito também.

Aos **voluntários da pesquisa**, incluídos ou não, a participação e empenho de vocês foi fundamental, obrigado pela disponibilidade e dedicação que tiveram para o cumprimento dos horários e realização dos exercícios. Obrigado pelo auxílio no recrutamento de outros pacientes.

À **Coordenação e Professores do Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia (PPG-Ft) da UFSCar**, pelo aprendizado e exemplo de dedicação no desenvolvimento da pesquisa na área da Fisioterapia. Assim como aos **secretários da pós-graduação Emerson e Vagner**, obrigado pelo esclarecimento de dúvidas, pelo empenho de vocês e todo auxílio no decorrer do mestrado.

Às funcionárias do departamento **Iolanda**, pelos maravilhosos cafezinhos e também pelas conversas que sempre tivemos. **Maria e Gleidis**, pelos inúmeros abraços de bom dia, que com certeza fizeram a diferença mesmo nos dias em que estava para baixo e pelo carinho que me trataram sempre aqui no departamento.

“É muito melhor lançar-se em busca de conquistas grandiosas, mesmo expondo-se ao fracasso, do que alinhar-se com os pobres de espírito, que nem gozam muito nem sofrem muito, porque vivem numa penumbra cinzenta, onde não conhecem nem vitória, nem derrota”.

Theodore Roosevelt

“Que os vossos esforços desafiem as impossibilidades, lembrai-vos de que as grandes coisas do homem foram conquistadas do que parecia impossível”.

Charles Chaplin

LISTA DE FIGURAS

Figura 1A – Posicionamento do teste isométrico de protração realizado no dinamômetro HDD com o indivíduo sentado.....	29
Figura 1B - Posicionamento do teste isométrico de protração no dinamômetro HDD com o indivíduo em decúbito dorsal.....	29
Figura 2 - Posicionamento do teste isométrico de protração no dinamômetro isocinético Biodex com o membro superior no plano sagital.....	29
Figura 3 A e B - <i>Bland-Altman Plot</i> com a comparação entre Biodex versus HHD Sentado das medidas de todos os indivíduos - figura A; <i>Bland-Altman Plot</i> com a comparação entre Biodex versus HHD Deitado das medidas de todos os indivíduos - figura B.....	32
Figura 4 A, B e C - <i>Bland-Altman Plot</i> das medidas do GI com a comparação entre Biodex versus HHD Sentado - figura A; <i>Bland-Altman Plot</i> das medidas do GN com a comparação entre Biodex versus HHD Sentado - figura B; <i>Bland-Altman Plot</i> das medidas do GS com a comparação entre Biodex versus HHD Sentado - figura C.....	34

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Dados Antropométricos.....	27
Tabela 2. Correlação entre medidas de HHD nas posições sentado e deitado e dinamômetro isocinético para todos os sujeitos.....	31
Tabela 3. Correlação entre medidas de HHD na posição sentado e dinamômetro isocinético para os grupos GI, GS e GN.....	33

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

SA: Serrátil Anterior.

CKC: *Close Kinect Chain*

HHD: *Handheld Dynamometer*

GI: Grupo Instabilidade

GS: Grupo Saudáveis

GA: Grupo Atletas

ICC: Índice de Correlação Intraclasse

N: Newton

SUMÁRIO

RESUMO	13
ABSTRACT.....	14
CONTEXTUALIZAÇÃO	15
Complexo do Ombro.....	15
Instabilidade glenoumeral.....	16
Contribuições da escápula para estabilidade do ombro.....	17
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	21
1. INTRODUÇÃO.....	25
2. METODOS	26
2.1 Participantes	26
2.2 Procedimentos	28
2.3 Análise estatística	30
3. RESULTADOS	31
Validação	31
4. DISCUSSÃO.....	34
5. CONCLUSÃO	37
AGRADECIMENTOS	38
6. REFERÊNCIAS.....	38

RESUMO

Introdução: A articulação do ombro é considerada instável devido à pobre congruência óssea e devido a estar exposta a grandes amplitudes de movimento. Os músculos escapulares proporcionam uma base estável para o úmero, durante os movimentos em amplitudes extremas de elevação do braço acima da cabeça. Os protratores da escápula são continuamente exigidos durante diferentes atividades de vida diária e esportivas. Considerando os aspectos biomecânicos dos protratores, alguns estudos têm reportado diferentes métodos de avaliação da sua força usando o dinamômetro *hand held* (HHD). Apesar de ser um instrumento que tem demonstrado excelente confiabilidade e validade para as medidas de força muscular nos membros inferiores e superiores, existe uma escassez de estudos que testaram e encontraram a validade das medidas de força do HHD para os protratores da escápula em relação ao dinamômetro isocinético considerado padrão ouro para essas medidas. **Objetivo:** Foi realizar uma validação concorrente das medidas de protração escapular do HHD em duas posições diferentes, em três diferentes populações. **Métodos:** Participaram do estudo 60 sujeitos de ambos os sexos, divididos em três grupos, grupo instabilidade glenoumeral (GI), grupo nadadores (GN) e grupo saudáveis (GS). Todos os sujeitos foram avaliados pelo HHD em duas posições, decúbito dorsal e sentado e também pelo Biodex. **Resultados:** Foi encontrada uma correlação moderada entre as medidas de HHD nas posições sentada e deitada em relação ao Biodex para todos os indivíduos. Houve forte correlação entre as medidas do HHD na posição sentada e Biodex para todos os grupos. **Conclusão:** Os dados encontrados sugerem que o HHD é uma ferramenta válida para medir a força dos protratores da escápula na posição sentada, uma vez que essas medidas estão mais próximas das medidas do Biodex e por proporcionar melhor estabilidade que a posição deitada em supino, independente da condição do ombro.

Palavras Chave: Prática clínica, fisioterapia, ombro, força muscular, dinamometria.

ABSTRACT

Introduction: The shoulder joint is considered unstable due to poor bone congruence and due to being exposed to large ranges of motion. The scapular muscles provide a stable base for the humerus during movements at extreme amplitudes of arm elevation above the head. The scapular protractors are continually required during different activities of daily living and sports. Considering the biomechanical aspects of the protractors, some studies have reported different methods of evaluating their strength using the hand held dynamometer (HHD). Despite the HHD is an instrument that has demonstrated excellent reliability and validity for measures of muscular strength in the lower and upper limbs, there is a lack of studies that tested and found the validity of the HHD force measurements for the scapular protractors in relation to the dynamometer isokinetic considered gold standard for these measures. **Objective:** To perform a concurrent validity of the HHD scapular protraction measures at two different positions in three different populations. **Methods:** Sixty subjects of both sexes, divided into three groups, group glenoumeral instability (GI), swimmers group (SG) and healthy group (HG) participated in the study. All subjects were evaluated by the HHD in two positions, sitting and supine position, and by Biodex. **Results:** A moderate correlation was found between the HHD measurements in the sitting and supine positions in relation to Biodex for all individuals. There was a strong correlation between the measurements of HHD in sitting position and Biodex for all groups. **Conclusion:** The data suggest that the HHD is a valid instrument to measure the force of the protractors of the scapula in the sitting position, since these measures are closer to the measures of the Biodex and to provide better stability than the position lying in supine, independent of the shoulder condition.

Keywords: Clinical practice, physiotherapy, shoulder, muscle strength, dynamometry.

CONTEXTUALIZAÇÃO

Complexo do Ombro

O complexo do ombro é denominado dessa forma devido à grande quantidade de estruturas envolvidas, dentre elas estão estruturas ósseas, articulares, capsulo-ligamentares e musculares (Hung and Darling, 2014; McMahon et al., 1996; Murray et al., 2013). Este complexo inclui três ossos, clavícula, úmero e escápula, também conta com três articulações, glenoumeral, acromioclavicular e esternoclavicular. Além disso, uma articulação adicional, escapulotorácica (Carroll, 2007; Donnelly et al., 2013). A clavícula se articula medialmente com o osso esterno, é uma articulação sinovial atípica envolvida por uma cápsula e com uma estrutura fibrocartilaginosa entre as duas superfícies articulares, essa articulação conecta a cintura escapular ao tronco pela articulação acromioclavicular (Donnelly et al., 2013; Terry and Chopp, 2000). A clavícula serve como um suporte para estabilizar o complexo do ombro e impedir que ele se desloque medialmente com a ativação do peitoral e impede a migração inferior da cintura escapular por meio dos ligamentos coracoclaviculares (Carroll, 2007; Terry and Chopp, 2000).

O úmero se articula com a escápula por meio da articulação glenoumeral, na qual a epífise proximal do úmero em forma convexa, se articula com a fossa glenóide da escápula que é côncava (Carroll, 2007). Esta articulação contribui para a maioria do movimento na cintura escapular. Além disso é a articulação mais móvel do corpo, seus movimentos incluem flexão-extensão, abdução-adução, circundução e rotação, em todas essas direções a cabeça umeral se mantém de 20% a 30% do movimento em contato com a cavidade glenóide (Carroll, 2007; Murray et al., 2013; Terry and Chopp, 2000). A superfície articular da glenóide é consideravelmente menor do que a do úmero, o que facilita a grande amplitude de movimento da articulação, por outro lado, a pobre congruência da superfície articular glenoumeral diminui a estabilidade articular (McMahon et al., 1996; Murray et al., 2013; Zheng et al., 2016).

A escápula desempenha o papel de plataforma para os movimentos do membro superior, alinhando a fossa glenoidal com a cabeça do úmero, maximizando a congruência articular durante o movimento do braço (Phadke et al., 2009). A escápula é única pois, com exceção de sua articulação com a clavícula, é um osso flutuante estabilizado pelos músculos (Crowe and Elhassan, 2016). O complexo do ombro é composto por 20 músculos, destes, 12 controlam os movimentos da articulação glenoumeral.

Os outros 8 músculos, trapézio em suas 3 porções, elevador da escápula, romboides maior e menor, peitoral menor e serrátil anterior, estabilizam a escápula e a mantem junto ao tronco e gradio costal, esses músculos estão contidos na articulação escapulotorácica que é uma articulação fisiológica, cujos movimentos são controlados pela articulação acromioclavicular (Crowe and Elhassan, 2016; Donnelly et al., 2013). Assim, a escápula proporciona uma base estável para a ação do manguito rotador e contribui para a transmissão de força do tronco ao braço (Kibler et al., 2006; Merolla et al., 2010). Movimento escapular é definido por sua translação na parede torácica em 2 planos e por suas rotações em 3 planos, esses planos permitem à ela três movimentos, rotação superior e inferior, rotação medial e lateral e inclinação anterior e posterior (Crowe and Elhassan, 2016; Kibler and Sciascia, 2010).

Instabilidade glenoumeral

A instabilidade glenoumeral é considerada uma disfunção comum no ombro e pode ser definida como a incapacidade de manter a cabeça umeral dentro da fossa glenoidal. A instabilidade anterior é o tipo mais frequente, que atinge 1,7% da população (Kuhn, 2010). Os sintomas da instabilidade glenoumeral incluem desde uma sútil subluxação, até luxações traumáticas graves (Wilk et al., 2006). A frequência refere-se ao número de episódios de subluxação ou deslocamento e é classificada em três tipos: solitária, quando ocorre apenas uma vez na vida de um indivíduo; ocasional, quando há de 2 a 5 eventos por ano, e frequente, quando ocorrem mais de 5 eventos por ano (Kuhn et al., 2012).

A instabilidade é dividida em traumática e atraumática e a direção pode ser anterior, inferior ou posterior, conforme testes especiais a determinam. A severidade é dividida em subluxação e deslocamento. Em episódios de subluxação, o sujeito tem a sensação de que seu ombro saiu do lugar e voltou sem auxílio de qualquer ajuda; em deslocamentos o indivíduo necessita de ajuda para reduzir a luxação da glenoumeral (Johnson and Robinson, 2010; Kuhn et al., 2012; Murray et al., 2013).

A direção da instabilidade glenoumeral relaciona-se com a localização das estruturas lesadas. A instabilidade na direção anterior afeta a região anteroinferior do lábio glenoidal, causando lesões conhecidas como lesões de Bankart, e a região posterior da cabeça do úmero, causando lesões chamadas de Hill-Sachs. A instabilidade anterior é mais frequente e corresponde a 98% das lesões traumáticas (Hayes et al., 2002). A recorrência da instabilidade

anterior em jovens com idade inferior a 20 anos varia de 70 a 95%; em adultos com menos de 40 anos, essa recorrência diminui para 15% (Cutts et al., 2009).

A articulação escapularotorácica desempenha um papel muito importante na mobilidade e estabilidade do complexo do ombro. O posicionamento e movimento adequado da escápula é importante para criar uma base estável para a cabeça do úmero além de centralizar a cabeça do úmero na cavidade glenóide. (Struyf et al., 2011). O sistema muscular é um dos principais contribuintes do posicionamento escapular, tanto no repouso como durante os movimentos do ombro. O músculo serrátil anterior (SA) e o músculo trapézio em suas três porções são geralmente considerados os músculos estabilizadores e motores mais importantes da escápula (Ludewig et al., 1996; Struyf et al., 2014).

Contribuições da escápula para estabilidade do ombro

Para garantir uma base estável durante os movimentos da articulação glenoumeral, a escápula se posiciona dinamicamente no espaço tridimensional para manter o "ângulo glenoumeral" (orientação da cavidade glenóide ao eixo longitudinal da cabeça do úmero até o cotovelo) em uma "zona segura" (Posição na qual a articulação do ombro possui menor risco de lesões) (Kibler and Sciascia, 2010; Lippitt and Matsen, 1993; Struyf et al., 2011). Se o ângulo glenoumeral for mantido dentro desta zona segura, os vetores de força resultantes são direcionados dentro da cavidade glenóide, as forças de cisalhamento e a tensão nos ligamentos são minimizadas, a ativação muscular também é minimizada, criando condições mais eficientes à articulação glenoumeral, a realização desta posição escapular requer que a escápula seja posicionada em antecipação dos movimentos do ombro. (Kibler and Sciascia, 2016; Ludewig and Reynolds, 2009).

Devido à importância do posicionamento adequado da escápula durante o movimento da glenoumeral, alguns autores têm pesquisado sobre o papel dos músculos escapulotorácicos nesse posicionamento (Ekstrom et al., 2004; Escamilla et al., 2009; Kibler and Sciascia, 2010). A estabilização primária da escapula e seu movimento no tórax envolve a ação conjunta das fibras superiores e inferiores do músculo trapézio com os músculos serrátil anterior e romboides (Kibler and Sciascia, 2010). A porção superior do músculo trapézio realiza a rotação superior e elevação da escapula, a porção média realiza a retração e a porção inferior, realiza os movimentos de rotação superior e rotação posterior (Escamilla et al., 2009).

Durante o movimento de elevação do braço, a porção inferior do músculo trapézio ajuda a manter o centro de rotação da escápula através de sua fixação na espinha da escápula, o que permite uma linha reta de tração à medida que o braço se eleva, a escápula gira superiormente, criando assim, uma vantagem mecânica para manter esta posição. Além disso, durante a descida do braço ou retorno da elevação, a porção inferior do músculo trapézio estabiliza a escápula mantendo-a contra o tórax (Kibler and Sciascia, 2010). A porção média do músculo trapézio tem apenas um pequeno braço de momento para a rotação superior da escápula e é provavelmente mais ativo para compensar a protração escapular (realizada pelo músculo serrátil anterior) realizando os movimentos de retração e rotação lateral da escápula durante a elevação e abdução do braço (Crowe and Elhassan, 2016; V. Phadke et al., 2009).

O músculo serrátil anterior é um estabilizador da escápula e da articulação glenoumeral, pois contribui em todos os movimentos escapulares normais durante a elevação do braço, que inclui rotação superior, inclinação posterior e rotação lateral. O músculo serrátil anterior também ajuda a estabilizar a borda medial e o ângulo inferior da escápula, evitando a rotação medial da escápula e inclinação anterior (Decker et al., 1999; Escamilla et al., 2009; Kibler and Sciascia, 2010), esse músculo é considerado um protrator e rotador superior da escápula. Além disso, o músculo serrátil anterior pode ser dividido em diferentes componentes funcionais, o componente inferior, o qual, traciona lateralmente na borda inferior da escápula, auxiliando os movimentos de rotação superior e lateral e também o movimento de protração. Já o componente superior do músculo serrátil anterior, realiza a protração da escápula (Crowe and Elhassan, 2016; Ekstrom et al., 2004; Escamilla et al., 2009). O movimento de retração da escápula é realizado primariamente pelas fibras médias do músculo trapézio, e rombóides (Cools et al., 2004; Yoo, 2013).

O desempenho dos músculos escapulotorácicos pode ser avaliado durante os movimentos de protração e retração da escápula, por meio do dinamômetro isocinético Biodex (Cools et al., 2005). Porém clinicamente, o teste muscular manual é o teste mais utilizado para medir a força e desempenho dos músculos escapulotorácicos, já que não necessita de nenhuma ferramenta (Ekstrom et al., 2004), alguns autores descrevem o teste para o músculo serrátil anterior na posição supino com a escápula protraída e o ombro flexionado a 90°. Neste caso, a força aplicada pelo avaliador ocorre na direção da retração escapular, ou seja, na direção oposta à força de protração da escápula (Kendall et al., 2007; Reese, 2013). Kendall e Hislop, descrevem uma variação do teste de força muscular de protração escapular e rotação superior com o ombro flexionado a cerca de 120° a 130° (Hislop and Montgomery, 2013; Kendall et al., 2007).

Papel da escápula na natação

Na natação a articulação glenoumeral é considerada relativamente instável, (Crotty and Smith, 2000; Pink and Tibone, 2000). Na prática da natação, o nado livre ou “crawl” requer um padrão distinto de ativação muscular dos músculos escapulares, no qual todos os músculos que controlam a escápula são requisitados simultaneamente para garantir estabilidade durante a braçada (Wadsworth and Bullock-Saxton, 1997). Durante a braçada o músculo serrátil anterior tem a função principal, sendo continuamente ativado ao longo do curso da braçada, posicionando a escápula corretamente durante a entrada e saída da mão na água, assim como, durante a fase em que o atleta impulsiona o corpo através da água (Van De Velde et al., 2011). Su e seus colaboradores em 2004, fizeram a análise da força isométrica dos músculos escapulotorácicos antes e depois de uma prova de natação e verificaram que tanto o músculo trapézio porção superior quanto o músculo serrátil anterior diminuíram a força após a prova de natação. Os autores atribuem essa diminuição à fadiga muscular já que esses músculos são ativados durante todo o momento na natação.

A medida de força isométrica, feita pelo dinamômetro manual tem sido reportada na literatura como um teste de força muscular mais confiável que o teste muscular manual convencional (TMM) (Celik et al., 2012; Michener et al., 2005; Roy et al., 2009). O TMM, embora tecnicamente fácil, tem várias limitações, é ineficiente na diferenciação entre os níveis de força. Por exemplo, um grau 4 em TMM pode ser obtido com apenas 20% da força máxima do ombro (Beshay et al., 2011; Dvir, 1997; Roy et al., 2009). Além disso, muitos estudos mostram que a dinamometria manual fornece dados confiáveis e válidos quando comparados com o dispositivo padrão ouro o dinamômetro isocinético, além de ser uma ferramenta mais acessível e de menor custo (Hansen et al., 2015; Johansson et al., 2015; Michener et al., 2005).

Atualmente alguns métodos têm sido propostos para avaliar o desempenho e força dos músculos do complexo do ombro, dentre eles, o dinamômetro isocinético, considerado o padrão ouro, além de outros métodos clínicos portáteis e mais acessíveis como por exemplo, a dinamometria manual (Huang *et al.*, 2003; Williams et al., 2009; Stark *et al.*, 2011; Tucci *et al.*, 2014; Hansen *et al.*, 2015; Lee; Kim, 2015).

Com base na importância dos músculos escapulotorácicos na estabilidade glenoumeral, Michener et al., (2005) realizaram um estudo de validação das medidas de força isométrica dos músculos trapézio em suas três porções além do serrátil anterior em uma população de indivíduos com dor e perda funcional do ombro feitas pelo dinamômetro manual e compararam

com a eletromiografia de superfície como padrão ouro. No estudo os pesquisadores encontraram validade apenas para as medidas nos movimentos de elevação e rotação posterior da escápula, já para os movimentos de retração e protração da escápula, não foi encontrada validação. Os autores acreditam que não foi possível encontrar validade para as medidas de protração da escápula, devido à dificuldade em captar o sinal eletromiográfico do músculo serrátil anterior.

Stark et al, (2011) em um estudo de revisão sistemática sobre validação da dinamometria manual, apontaram os estudos que testaram a validação do HHD para os membros inferiores e superiores. Além disso, o estudo mostrou qual posicionamento foram realizados esses testes. Essa revisão apontou que existe validação para as medidas de força dos movimentos do ombro, como, flexão, extensão, abdução, adução, rotação medial e lateral e também para o movimento de elevação e rotação posterior da escápula. Por outro lado, os autores não encontraram nenhum estudo que encontrou validação para as medidas de protração e retração escapular. A falta de estudos que encontraram ou que testaram a validação para as medidas força nos movimentos de protração e retração da escápula

Considerando que algumas situações patológicas e a natação podem gerar grande instabilidade no ombro e que a força e ativação muscular dos protratores e retratores da escápula são um fator protetor para diminuir ou prevenir o aparecimento da instabilidade no ombro. A avaliação da força da musculatura envolvida na estabilização da articulação do ombro pode ser um fator importante para prevenir o agravamento ou futuras lesões no ombro. Além disso, pode fornecer informações importantes sobre as condições atuais do músculo do indivíduo, com algum acometimento do ombro ou até mesmo dados de performance em atletas.

A dinamometria manual é descrita na literatura como confiável e válida em vários movimentos do ombro, como visto anteriormente. Por outro lado, a falta de estudos de validação das medidas de força dos protratores e retratores da escápula deixa uma lacuna na literatura, o que torna difícil a compreensão da importância desses músculos para a estabilidade do ombro, além de dificultar a utilização dessas medidas no cotidiano clínico. Ao considerar a importância dos protratores da escápula na estabilização do ombro e a falta de validação da dinamometria manual nas medidas de força de protração da escápula, o objetivo desse estudo foi o de testar a validade das medidas de força isométrica de protração da escápula em duas posições, deitado em supino e sentado, em diferentes populações, indivíduos com instabilidade anterior do ombro, nadadores saudáveis e em indivíduos não atletas.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

BESHAY, N.; LAM, P. H.; MURRELL, G. A. C. Assessing the reliability of shoulder strength measurement: hand-held versus fixed dynamometry. **Shoulder & Elbow**, v. 3, n. 4, p. 244–251, 2011.

CARROLL, R. M. The Shoulder. In: WIESEL, S. W. .; DELAHAY, J. N. (Eds.). . **Essentials of Orthopedic Surgery**. 2. ed. New York, NY: Springer New York, 2007. p. 333–363.

COOLS, A. M. et al. Evaluation of isokinetic force production and associated muscle activity in the scapular rotators during a protraction-retraction movement in overhead athletes with impingement symptoms. **British journal of sports medicine**, v. 38, n. 1, p. 64–8, 2004.

COOLS, A. M. et al. Isokinetic Scapular Muscle Performance in Overhead Athletes With and Without Impingement Symptoms. **Journal of Athletic Training**, v. 40, n. 2, p. 104–110, 2005.

CROTTY, N. M.; SMITH, J. Alterations in scapular position with fatigue: a study in swimmers. **Clinical journal of sport medicine**., v. 10, n. 4, p. 251–258, 2000.

CROWE, M. M.; ELHASSAN, B. T. Scapular and Shoulder Girdle Muscular Anatomy: Its Role in Periscapular Tendon Transfers. **Journal of Hand Surgery**, v. 41, n. 2, p. 306–314, 2016.

CUTTS, S.; PREMPEH, M.; DREW, S. Anterior shoulder dislocation. **Annals of the Royal College of Surgeons of England**, v. 91, n. 1, p. 2–7, 2009.

DECKER, M. J. et al. Serratus Anterior Muscle Activity During Selected Rehabilitation Exercises. **American Journal of Sports Medicine**, v. 27, n. 6, p. 784–791, 1999.

DONNELLY, T. D. et al. Clinical assessment of instability of the shoulder. **The Open Orthopaedics Journal**, v. 7, n. 3, p. 310–315, 2013.

DVIR, Z. Grade 4 in manual muscle testing: the problem with submaximal strength assessment. **Clinical rehabilitation**, v. 11, n. 1, p. 36–41, 1997.

ESCAMILLA, R. F. et al. Shoulder muscle activity and function in common shoulder rehabilitation exercises. **Sports Medicine**, v. 39, n. 8, p. 663–685, 2009.

EKSTROM, R. A. et al. Comparing the function of the upper and lower parts of the serratus anterior muscle using surface electromyography. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 34, n. 5, p.

235–243, 2004.

HAYES, K. et al. Shoulder Instability : Management and Rehabilitation. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 32, n. 10, p. 497–509, 2002.

HANSEN, E. M. et al. Hand-held Dynamometer Positioning Impacts Discomfort During Quadriceps Strength Testing: A Validity and Reliability Study. **International journal of sports physical therapy**, v. 10, n. 1, p. 62–8, 2015.

HISLOP, H. J.; MONTGOMERY, J. **Muscle Testing: Techniques of Manual Examination**. 8. ed. St. Louis: Saunders, 2013.

HUNG, Y. JOU; DARLING, W. G. Scapular orientation during planar and three-dimensional upper limb movements in individuals with anterior glenohumeral joint instability. **Physiotherapy Research International**, v. 19, n. 1, p. 34–43, 2014.

JOHANSSON, F. R. et al. Measuring Eccentric Strength of the Shoulder External Rotators Using a Handheld Dynamometer: Reliability and Validity. **Journal of Athletic Training**, v. 49, n. 3, p. 150514083349008, 2015.

KENDALL, F. P. et al. **Músculos Provas e Funções**. 5° ed. Barueri - SP: Manole, 2007.

KIBLER, W. BEN; SCIASCIA, A. Current concepts : scapular dyskinesis Current concepts : scapular dyskinesis. **Sports Medicine**, n. 1, p. 300–305, 2010.

KIBLER, W. BEN; SCIASCIA, A. The role of the scapula in preventing and treating shoulder instability. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, v. 24, n. 2, p. 390–397, 2016.

KUHN, J. E. A new classification system for shoulder instability. **British journal of sports medicine**, v. 44, p. 341–346, 2010.

KUHN, J. E. et al. Development and Reliability Testing of the FEDS System for Classifying Glenohumeral Instability. **J Shoulder Elbow Surg**, v. 20, n. 4, p. 548–556, 2012.

LIPPITT, S.; MATSEN, F. Mechanisms of glenohumeral joint stability. **Clinical orthopaedics and related research**, 1993.

LUDEWIG, P. M.; COOK, T. M.; NAWOCZENSKI, D. A. Three-dimensional scapular orientation and muscle activity at selected positions of humeral elevation. **The Journal of orthopaedic and sports physical therapy**, v. 24, n. 2, p. 57–65, 1996.

- MCMAHON, P. J. et al. Comparative electromyographic analysis of shoulder muscles during planar motions: Anterior glenohumeral instability versus normal. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery**, v. 5, n. 2, p. 118–123, 1996.
- MEROLLA, G. et al. Infraspinatus scapular retraction test: A reliable and practical method to assess infraspinatus strength in overhead athletes with scapular dyskinesis. **Journal of Orthopaedics and Traumatology**, v. 11, n. 2, p. 105–110, 2010.
- MICHENER, L. A et al. Scapular muscle tests in subjects with shoulder pain and functional loss: reliability and construct validity. **Physical therapy**, v. 85, n. 11, p. 1128–1138, 2005.
- MURRAY, I. R. et al. Functional anatomy and biomechanics of shoulder stability in the athlete. **Clinics in Sports Medicine**, v. 32, n. 4, p. 607–624, 2013.
- PHADKE, V.; CAMARGO, P. R.; LUDEWIG, P. M. Scapular and rotator cuff muscle activity during arm elevation: A review of normal function and alterations with shoulder impingement. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 13, n. 1, p. 1–9, 2009.
- PINK, M. et al. The normal shoulder during freestyle swimming. An electromyographic and cinematographic analysis of twelve muscles. **Am J Sports Med**, v. 19, n. 6, p. 569–576, 1991.
- PINK, M. M.; TIBONE, J. E. the Painful Shoulder in the Swimming Athlete. **Orthopedic Clinics of North America**, v. 31, n. 2, p. 247–261, 2000.
- REESE, N. B. **Muscle and Sensory Testing**. 3. ed. St. Louis: Saunders, 2013.
- ROY, J. S. et al. The Concurrent Validity of a Hand-held versus a Stationary Dynamometer in Testing Isometric Shoulder Strength. **Journal of Hand Therapy**, v. 22, n. 4, p. 320–327, 2009.
- STARK, T. et al. Hand-held dynamometry correlation with the gold standard isokinetic dynamometry: A systematic review. **PM and R**, v. 3, n. 5, p. 472–479, 2011.
- STRUYF, F. et al. Scapular positioning and movement in unimpaired shoulders, shoulder impingement syndrome, and glenohumeral instability. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 21, n. 3, p. 352–358, 2011.

STRUYF, F. et al. Scapulothoracic muscle activity and recruitment timing in patients with shoulder impingement symptoms and glenohumeral instability. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 24, n. 2, p. 277–284, 2014.

SU, K. P. E. et al. Scapular rotation in swimmers with and without impingement syndrome: Practice effects. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 36, n. 7, p. 1117–1123, 2004.

TERRY, G. C.; CHOPP, T. M. Functional Anatomy of the Shoulder. **Journal of Athletic Training**, v. 35, n. 3, p. 248–255, 2000.

VAN DE VELDE, A. et al. Scapular-muscle performance: Two training programs in adolescent swimmers. **Journal of Athletic Training**, v. 46, n. 2, p. 160–167, 2011.

WADSWORTH, D. J.; BULLOCK-SAXTON, J. E. Recruitment patterns of the scapular rotator muscles in freestyle swimmers with subacromial impingement. **International journal of sports medicine**, v. 18, n. 8, p. 618–24, 1997.

WILK, K. E.; MACRINA, L. C.; REINOLD, M. M. Non-operative rehabilitation for traumatic and atraumatic glenohumeral instability. **North American journal of sports physical therapy : NAJSPT**, v. 1, n. 1, p. 16–31, 2006.

YOO, W.-G. Comparison of Isolation Ratios of the Scapular Retraction Muscles between Protracted Scapular and Asymptomatic Groups. **Journal of physical therapy science**, v. 25, n. 8, p. 905–6, 2013.

ZHENG, M. et al. Finite element models of the human shoulder complex: A review of their clinical implications and modelling techniques. **International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering**, n. March 2016, 2016.

1. INTRODUÇÃO

A articulação do ombro é considerada instável devido à pobre congruência óssea e devido a estar exposta a grandes amplitudes de movimento. Devido à falta de estabilização estática, a força muscular, principalmente os músculos escapulares, desempenham importante papel na estabilidade glenoumeral (Degen et al., 2013; Kibler and Sciascia, 2016; Struyf et al., 2014).

Os músculos escapulares realizam os movimentos de rotação superior, protração e rotação medial da escápula, durante os movimentos de abdução e flexão do ombro. Sua função sobre a escápula, propicia uma base estável para o úmero, durante os movimentos em amplitudes extremas de elevação do braço acima da cabeça. (Decker et al., 1999; Escamilla et al., 2009; Kibler and Sciascia, 2010).

Os protratores da escápula são continuamente exigidos durante diferentes atividades de vida diária e esportivas, realizando a rotação superior e protração da escápula. (Struyf et al., 2014, 2011a; Wadsworth and Bullock-Saxton, 1997, Carroll, 2007; Cools et al., 2005; F. R. Johansson et al., 2015). A fraqueza desses músculos gera movimento excessivo da escápula, aumentando assim, o estresse sobre as estruturas capsulares que gera instabilidade glenoumeral (Cools et al., 2004; Kibler, 1998; Mcquade et al., 1998).

Os esportes, como baseball, tênis e natação, exigem uma boa função dos protratores que são continuamente ativados, posicionando a escápula corretamente durante o gesto esportivo. Especialmente na natação ele é responsável pela entrada e saída da mão na água (Pink et al., 1991; Pink and Tibone, 2000; Su et al., 2004, Van De Velde et al., 2011).

Considerando os aspectos biomecânicos dos protratores, alguns estudos têm reportado diferentes métodos de avaliação da sua força usando o dinamômetro *hand held* (HHD) (Cools et al., 2004; KANG et al., 2014; Michener et al., 2005a; Oh et al., 2016; Roy et al., 2009; Stark et al., 2011; Turner et al., 2009). A literatura descreve alguns métodos mais utilizados clinicamente e cientificamente para medir a força muscular, como, o teste muscular manual, dinamometria manual e dinamometria isocinética (Celik et al., 2012b; Roy et al., 2009; Schrama et al., 2014).

O HHD possui algumas vantagens em relação aos outros dois testes, é menos subjetiva e capaz de detectar pequenas alterações na força muscular que o teste muscular manual (Beshay et al., 2011; Michener et al., 2005b; Roy et al., 2009; Williams et al., 2009). Além disso, o HHD é portátil, fácil e rápido de usar, manusear e de menor custo em relação ao dinamômetro

isocinético (Leggin et al., 1967; Schrama et al., 2014; Stark et al., 2011; Trudelle-Jackson et al., 1994).

Apesar de ser um instrumento que tem demonstrado excelente confiabilidade e validade para as medidas de força muscular nos membros inferiores e superiores (Beshay et al., 2011; Celik et al., 2012b; Cools et al., 2014, 2010; Hansen et al., 2015; KANG et al., 2014; Roy et al., 2009; Schrama et al., 2014; Stark et al., 2011), existe uma escassez de estudos que testaram e encontraram a validade das medidas de força do HHD para os protratores da escápula em relação ao dinamômetro isocinético considerado padrão ouro para essas medidas.

Na literatura consultada, apenas o estudo Michener, et al (2005) foi pioneiro em realizar teste de confiabilidade e validade concorrente HHD, para as medidas de força muscular de todos os músculos escapulares correlacionando o sinal eletromiográfico, como padrão ouro. Porém, foi encontrada validade apenas para as medidas do músculo trapézio porção superior e inferior.

Assim, o objetivo deste estudo foi realizar a validação concorrente das medidas de protração da escápula feitas pelo HHD, em duas posturas diferentes em relação ao dinamômetro isocinético, assim como verificar se as medidas são válidas em diferentes populações, nadadores, sujeitos saudáveis não praticantes de esportes e indivíduos com instabilidade anterior do ombro. A hipótese é que o HHD apresente validade concorrente em relação ao padrão ouro para a medida de protração escapular e que não existe diferença da validade das medidas, independente das populações do estudo.

2. METODOS

2.1 Participantes

Para este estudo transversal de validação concorrente das medidas de força feitas pelo HHD, os sujeitos foram selecionados inicialmente por meio de contato telefônico e anúncios de mídia local. Setenta e sete indivíduos de ambos os sexos foram eleitos por amostra de conveniência. Os sujeitos foram avaliados por um médico ortopedista e um fisioterapeuta e incluídos no estudo, segundo critérios de inclusão e exclusão.

Para serem incluídos os sujeitos deveriam apresentar instabilidade anterior traumática previamente diagnosticados por um médico ortopedista, não receber ou ter recebido tratamento fisioterapêutico nos últimos 6 meses. Os nadadores deveriam treinar em nível competitivo por pelo menos um ano, com uma frequência de treinos de 3 a 5 vezes por semana, volume de

treino ≥ 10 km / semana e não apresentar história de cirurgia ou sintomatologia no ombro ou membros superiores (Allegrucci et al., 1994; Beach et al., 1992; Madsen et al., 2011; Su et al., 2004). Foram incluídos também sujeitos saudáveis que não praticavam atividades físicas que envolvessem os membros superiores.

Foram excluídos do estudo aqueles sujeitos que apresentaram instabilidade atraumática, instabilidade posterior ou inferior, frouxidão ligamentar generalizada, sintomas ou história prévios de cirurgia e infiltração do ombro e não deveriam estar em tratamento fisioterapêutico nos últimos 6 meses.

Participaram do estudo 60 sujeitos divididos em três grupos, um grupo de sujeitos com instabilidade anterior traumática chamado grupo instabilidade (GI, n= 20), 5 mulheres e 15 homens, um grupo de nadadores saudáveis chamado grupo nadadores (GN, n= 19), 11 homens e 8 mulheres e por fim um grupo de sujeitos saudáveis que não praticavam atividades físicas que envolvessem os membros superiores chamado grupo saudáveis (GS, n=21) 6 mulheres e 15 homens. Os grupos foram pareados em relação a idade, altura, IMC e sexo, todos os dados antropométricos e de força estão apresentados na tabela 1.

Tabela 1- Dados demográficos.

	Grupo Saudáveis Média \pm DP (n= 21)	Grupo Instabilidade Média \pm DP (n=20)	Grupo Nadadores Média \pm DP (n=19)
Idade (A)	24,8 \pm 5	23,9 \pm 4,9	21,7 \pm 4,98
Peso (Kg)	72,41 \pm 16,9	80,09 \pm 15,7	70,58 \pm 10,06
Altura (M)	1,73 \pm 0,10	1,75 \pm 0,08	1,74 \pm 0,11
IMC	23,96 \pm 3,9	26,16 \pm 4,2	23,09 \pm 2,1
Lado Dominante n (%)	D (20) E (1)	D (17) E (3)	D (18) E (1)
Frequência lado dominante acometido n (%)	---	10	---
Pico de Força HHD posição sentado (N)	343 \pm 71	306 \pm 132	425 \pm 86
Pico de Força HHD posição supino (N)	347 \pm 62	309 \pm 63	384 \pm 56
Pico de Força Biodex (N)	438 \pm 161	306 \pm 73	371 \pm 158

D – Membro dominante direito; E – Membro dominante esquerdo; IMC – Índice de Massa Corporal; DP – Desvio Padrão.

* Statistical difference between groups $p < 0.05$.

O estudo foi conduzido de acordo com a declaração de Helsinki e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em seres humanos, com o número: 186.596. Todos os indivíduos que participaram do estudo assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido.

2.2 Procedimentos

A força muscular de protração escapular foi medida pelo *Biodex Isokinetic Dynamometer - System 3* (Biodex) (*Computer Sports Medicine Inc., Stoughton, MA*) e também pelo *Hand-Held Dynamometer* (*Lafayette Instrument, Lafayette, IN*). Nos grupos GS e GN, foram avaliados os membros dominantes e o lado afetado foi avaliado no GI.

Antes dos testes de força, realizou-se um aquecimento padronizado com os movimentos de circundução, flexão, extensão, abdução e adução do ombro, com 10 movimentos cada. Posteriormente foram realizadas simulações dos testes no dinamômetro isocinético e HHD com carga submáxima para familiarização, estes dados não foram registrados.

Os testes de força com o HHD foram realizados em duas posições diferentes, sentado (Ekstrom et al., 2005, 2004, 2003; Turner et al., 2009) e deitado (Celik et al., 2012a; Cools et al., 2010; KANG et al., 2014; Michener et al., 2005a).

Na posição sentada, o sujeito permaneceu sentado em uma banqueta de tamanho padrão sem encosto, com os pés totalmente apoiados no chão, os joelhos flexionados a 90°, as costas e cabeça apoiadas em uma parede e o braço contralateral apoiado na perna (Figura 1 A). Na posição deitada, o indivíduo permaneceu deitado em posição supina, com os joelhos flexionados, os pés, costas e cabeça apoiados no chão. (Figura 1 B).

Em ambas as posições o ombro avaliado foi posicionado em 90° de flexão, cotovelo em extensão e posição neutra de prono-supino. Para realizar o teste de protração da escápula com o HHD, o examinador posicionou-se a frente do sujeito e fixou o dinamômetro entre seu tronco e a palma da mão do voluntário. Para encontrar a posição inicial do teste o sujeito foi orientado a realizar movimentos máximos de protração e retração do ombro. Foi considerado o ponto médio entre estes dois movimentos, como o início do exame. Para coleta de força máxima de protração escapular, os sujeitos foram orientados a realizar um movimento como o de um "soco".

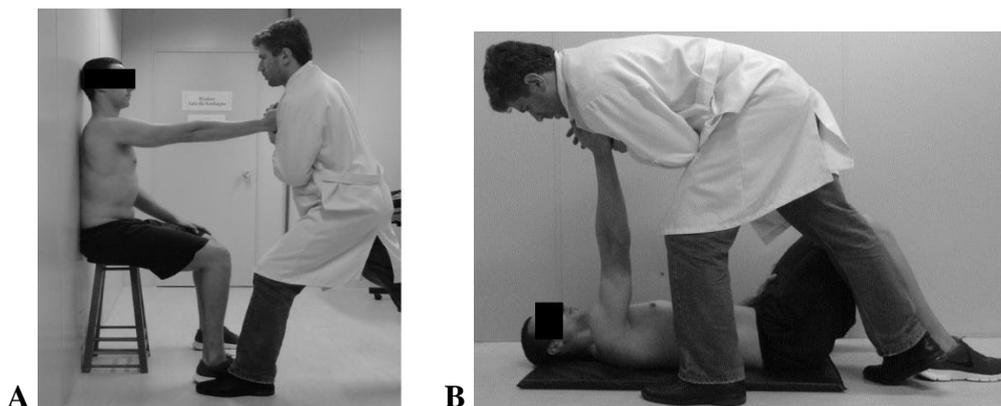


Figura 1A - Posicionamento do teste de força isométrica de protração realizado no dinamômetro HHD com o indivíduo sentado. **Figura 1B** - Posicionamento do teste força isométrica de protração realizado no dinamômetro HHD com o indivíduo em posição supino.

Para os testes de força isométrica com o Biodex, o sujeito permaneceu sentado e foram estabilizados no tronco e na cintura por correias. O eixo do dinamômetro foi alinhado com o centro da articulação do ombro, tanto o dinamômetro quanto a cadeira foram fixados em 0 graus. Para o teste de protração o avaliador mediu individualmente a amplitude do movimento de protração e retração pelo próprio equipamento Biodex e fixou o dispositivo no meio desta amplitude de movimento entre estas duas posições.

O membro avaliado foi posicionado a 90 ° de flexão do ombro, extensão completa do cotovelo em prono-supino neutro, os sujeitos foram instruídos a segurar em uma manopla pela qual a força foi avaliada pelo braço do dinamômetro (Figura 2).



Figura 2 - Posicionamento do teste de força isométrica de protração no dinamômetro isocinético Biodex com o membro superior no plano sagital.

As avaliações foram realizadas no mesmo dia, pelo mesmo avaliador (sexo masculino, com 8 anos de experiência clínica), de forma aleatorizada por sorteio, tanto em relação à ordem

dos instrumentos, quanto para as diferentes posições do sujeito, nas avaliações do HHD. Tanto para as coletas do HHD, quanto para as do Biodex, foram feitas 3 repetições de contrações isométricas máximas de 5 segundos, com intervalo de 30 segundos entre as mesmas. Foi calculada a média das três contrações computados em Newton (N). Além disso, foi dado um intervalo de 30 minutos entre as coletas do Biodex e HHD e também entre as posições do HHD para evitar efeitos de fadiga.

2.3 Análise estatística

Foi realizado um cálculo amostral *a posteriori* utilizando o teste de correlação por meio do *software G*Power* versão 3.1 para determinar o poder amostral do número de indivíduos contidos em cada grupo. Em todas as comparações entre HHD e Biodex, foram verificados *effect sizes* acima de 0,7 resultando e um poder amostral maior ou igual a 80%.

Os dados de força isométrica do HHD e Biodex foram normalizados pela massa corporal do indivíduo.

Foi testada a homogeneidade da amostra pelo teste ANOVA – one way, com post-hoc de Bonferroni. Todos os dados de força isométrica do HHD e Biodex apresentaram distribuição normal no teste de Shapiro-Wilk para os três grupos considerando $p < 0,05$.

Inicialmente foi testada a validação das medidas de todos os sujeitos que compuseram a amostra sem levar em consideração a condição do ombro ou grupo ao qual pertenciam. Em seguida foi testado se a condição do ombro do sujeito influenciaria no resultado da validação da ferramenta.

A validade concorrente das medidas de força do HHD em relação as do Biodex (padrão ouro), foi realizada pelo teste de correlação de Pearson, interpretado como, 0.00 a 0.19 = nenhuma correlação ou correlação leve; 0.20 a 0.39 = baixa correlação; 0.40 a 0.69 = moderada; 0.70 a 0.89 = forte; e 0.90 a 1.00 = correlação muito forte (WEBER; LAMB, 1970).

Além disso foi calculado o coeficiente (r^2) para determinar se a variação dos resultados do instrumento testado (HHD) poderia ser explicada pela variação do padrão outro (Biodex).

Foi plotado o *Bland-Altman Plot* das comparações das medidas realizadas pelo HHD na posição sentado em relação ao Biodex para os três grupos, além do cálculo do limite de concordância, a regressão linear dessas comparações e seu respectivo viés em relação a máxima concordância. A análise estatística foi feita pelo software IBM - SPSS versão 21 e o nível de significância adotado foi de $p \leq 0.05$.

3. RESULTADOS

Validação

Foi encontrada uma correlação moderada entre as medidas de HHD nas posições sentada e deitada em relação ao Biodex para todos os indivíduos $r = 0,59$ e $r = 0,54$ respectivamente (Tabela 2).

Tabela 2 - Correlação entre medidas de HHD nas posições sentado e deitado e dinamômetro isocinético para todos os sujeitos.

Todos os sujeitos	<i>r</i> de Pearson	<i>p</i> Valor	IC 95%	<i>r</i>²
Biodex Plano Sagital				
X				
HHD Sentado	0,59	<0,0001	[0,47-0,70]	0,35
HHD Deitado	0,54	<0,0001	[0,36-0,71]	0,30

GI: Grupo de Instabilidade; GS: Grupo Saudável; GN: Grupo Nadadores; IC: Intervalo de confiança;

HHD: HandHeld.

O *Bland-Altman* mostrou que entre o HHD sentado e o Biodex, o limite de concordância das comparações para todos os sujeitos variou de 281,51N à -194,89N, com um viés de 43,31N (IC95%: -0,18N à 86,60N, $p > 0,05$) (Figura 3A). Para comparações entre o HHD deitado e o Biodex, o limite de concordância foi de 303,96N para -196,01N com um viés de 53,98N (IC 95%: 8,34N a 99,62N, $p < 0,05$) (Figura 3B).

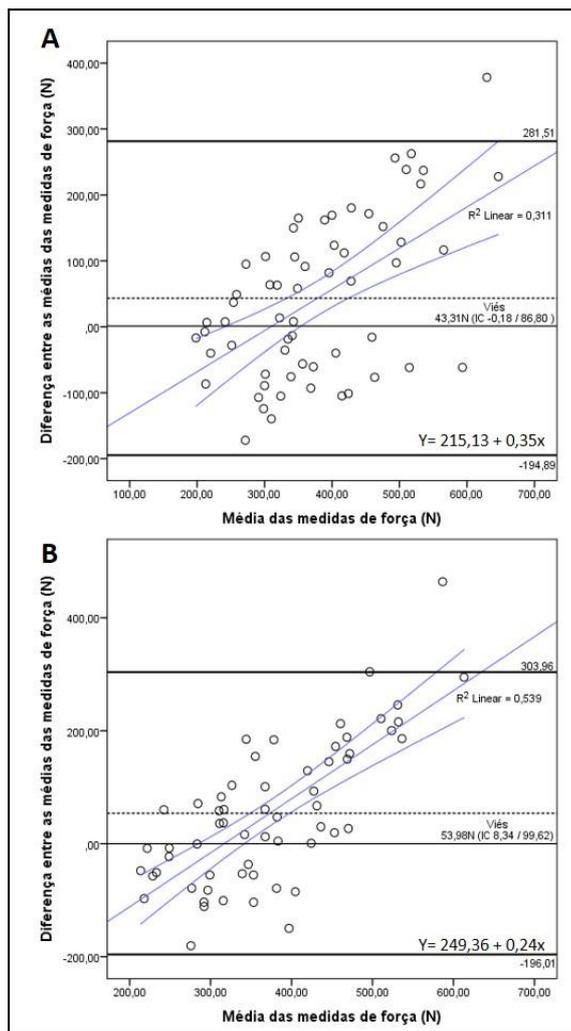


Figura 3 A e B- *Bland-Altman Plot* com a comparação entre Biodex versus HHD Sentado das medidas de todos os indivíduos - figura A; *Bland-Altman Plot* com a comparação entre Biodex versus HHD Deitado das medidas de todos os indivíduos - figura B.

Houve forte correlação entre as medidas do HHD na posição sentado e Biodex para todos os grupos: GS ($r = 0,79$), GI ($r = 0,80$) e GN ($r = 0,76$) (Tabela 3).

Tabela 3 - Correlação entre medidas de HHD na posição sentado e dinamômetro isocinético para os grupos GI, GS e GN.

GI	r de Pearson	p Valor	IC 95%	r²
Biodex Plano Sagital				
X				
HHD Sentado	0,80	<0,0001	[0,60-0,91]	0,64
GS				
Biodex Plano Sagital				
X				
HHD Sentado	0,79	<0,0001	[0,62-0,90]	0,62
GN				
Biodex Plano Sagital				
X				
HHD Sentado	0,76	<0,0001	[0,55-0,97]	0,58

GI: Grupo de Instabilidade; GS: Grupo Saudável; GN: Grupo Nadadores; IC: Intervalo de confiança; HHD: HandHeld.

O *Bland Altman Plot* da comparação entre HHD sentado e Biodex para o GI, o limite de concordância variou de 249,25N à - 86,22 com um viés de 81,51N (IC95%: 50,88N à 112,13N, $p < 0,05$) (Figura 4A). Para o GN o limite de concordância de 155,88N à -264,43N com um viés de -54,27N (IC95%: -92,63N à -15,90N, $p < 0,05$) (Figura 4B). Por fim, o GS apresentou um limite de concordância de 318,10N à -127,70N e um viés de 95,20N (IC95%: 54,51N à 135,89N, $p < 0,05$) (Figura 4C).

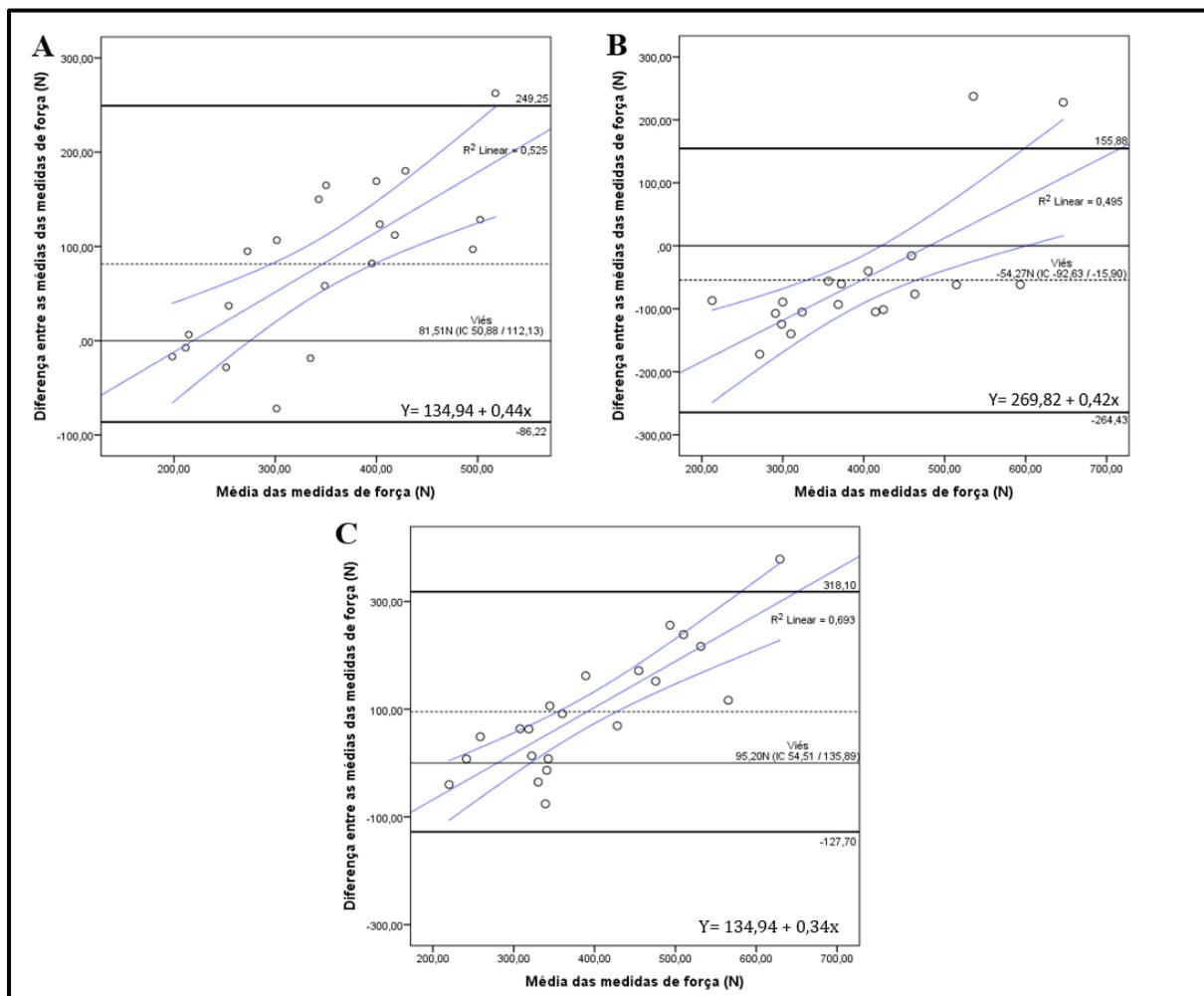


Figura 4 A, B e C- *Bland-Altman Plot* das medidas do GI com a comparação entre Biodex versus HHD Sentado - figura A; *Bland-Altman Plot* das medidas do GN com a comparação entre Biodex versus HHD Sentado - figura B; *Bland-Altman Plot* das medidas do GS com a comparação entre Biodex versus HHD Sentado - figura C.

4. DISCUSSÃO

Os resultados do presente estudo mostraram que para todos os sujeitos houve correlação moderada entre as medidas de força do HHD sentado e deitado com relação ao Biodex. Entretanto, a posição sentada mostrou valores mais próximos aos do BIODEX do que na posição deitado. Foi encontrada também correlação forte entre as medidas de força do HHD na posição sentada com as do Biodex nos grupos separadamente, o que confirma a hipótese inicial que independente da condição do ombro do indivíduo a ferramenta mostraria medidas próximas às do padrão ouro.

O viés sistemático das comparações que mostra quão próximos os instrumentos estão da máxima concordância na comparação entre eles, mostrou que na comparação entre HHD sentado e Biodex o viés não foi significativo, o que mostra que nesta posição as medidas das duas ferramentas têm uma boa concordância. Isso pode ter ocorrido pois a posição sentada é a que mais se aproxima do padrão ouro.

A análise do *Band-Altman* evidenciou que a maioria das medidas ficaram dentro dos limites de concordância, porém os limites de concordância se mostraram altos nas comparações feitas com todos os sujeitos juntos e se mostraram maiores quando as comparações foram feitas nos grupos separadamente. Além disso, as medidas do HHD superestimam as do Biodex em todas comparações feitas entre os dois instrumentos, quanto maior a força medida, maior é a variabilidade das mesmas e conseqüentemente menor a concordância entre os dois instrumentos. Isso fica mais evidente na posição deitado no GI. Sendo assim, as medidas do HHD mostram melhor concordância com as do Biodex quando as comparações são feitas, considerando a condição do indivíduo, ou seja, as medidas de força feita pelo HHD são capazes de detectar diferenças de força entre os sujeitos.

As medidas de força de protração da escápula realizadas no presente estudo necessitam de um avaliador para estabilizar o dinamômetro e resistir a força imposta sobre o dinamômetro. A força imposta para resistir o movimento de protração pode ser somada a força do indivíduo e, portanto, explicar a superestimação das medidas. A literatura atual mostra que as medidas de protração estabilizadas com um faixa demonstram maior confiabilidade que as medidas feitas com resistência manual, pois a resistência é a mesma constantemente (KANG et al., 2014; Oh et al., 2016; Williams et al., 2009).

Os resultados encontrados no presente estudo discordam com os encontrados por Michener et al, (2015), que testaram a validade de medidas de força do HHD para os músculos escapulotorácicos, entre eles o serrátil anterior, em sujeitos com dor e perda de função do ombro. No estudo, os pesquisadores mediram a força do serrátil anterior com os sujeitos deitados em supino com o cotovelo em flexão de 90°. Além disso, usaram como padrão ouro o sinal eletromiográfico, porém não encontraram correlação entre as medidas dos dois instrumentos testados, o que foi atribuído à dificuldade em captar o sinal eletromiográfico do serrátil anterior.

Um fator que deve ser levado em conta é que o músculo serrátil anterior não é o único protrator da escápula (Crowe and Elhassan, 2016), portanto comparar o sinal elétrico de apenas um músculo como protrator com as medidas de força de todos os protratores pode ter influenciado no fato dos autores não terem encontrado correlação entre essas medidas. Além

disso, as duas ferramentas utilizadas para a validação, realizam medidas diferentes. A correlação entre esses dois tipos de medidas, baseiam-se na hipótese que ainda não está claramente evidenciada na literatura que a eletromiografia e a força muscular estão diretamente relacionadas (Disselhorst-Klug et al., 2009). Em nosso estudo usamos o dinamômetro isocinético como padrão ouro e comparamos com o HHD, ambos instrumentos que medem força muscular.

Turner et al. (2009) realizaram um estudo para estabelecer valores normativos de força dos músculos escapulotorácicos em nadadores saudáveis. Os autores testaram a força dos protratores na posição sentada com 120° de flexão do ombro, aplicando a resistência do HHD na região de inserção do músculo deltoide, porém encontraram dificuldade em estabilizar o dispositivo. Eles relatam que exercer a resistência sobre a proeminência óssea, como o úmero, causou incomodo aos indivíduos o que possivelmente causou diminuição na força muscular pela dor.

Com o mesmo pensamento de estabelecer valores normativos de coleta de força dos protratores da escápula feita pelo HHD em jogadores de tênis, Cools et al, (2010), realizaram um estudo no qual o posicionamento adotado para a coleta de força de protração foi o descrito por Kendal, sujeito na posição supino, com flexão do ombro de 90° no plano sagital e o dinamômetro foi posicionado na face ventral da mão do atleta. Os autores discutem a falta de estudos de validade e confiabilidade dessas medidas para padronizar e encorajar o uso dessa ferramenta no cotidiano clínico.

Em 2014 Kang e colaboradores realizaram um estudo de confiabilidade das medidas protração da escápula feitas pelo HHD comparando as posições deitado em supino e sentado. Em ambas as posições o indivíduo avaliado com o ombro e cotovelo à 90° de flexão e o dinamômetro foi posicionado sobre o olecrano da ulna. Para ambas as posições os autores encontraram confiabilidade excelente.

O fato de posicionar o HHD sobre o olecrano da ulna pode deixar o instrumento mais instável durante a coleta, nós acreditamos que dessa forma não é possível se certificar que a força imposta contra o HHD não foi feita somente pelos protratores da escápula, mas também com os extensores de cotovelo. Em nosso estudo, a posição do braço do indivíduo foi de 90° de flexão do ombro, e extensão de cotovelo com a resistência aplica contra o HHD foi posicionada na face ventral da mão do indivíduo e não houve relato de desconforto pelos sujeitos.

A proposta do presente estudo de realizar a avaliação da força de protração nas duas posições encontradas na literatura foi a de verificar qual posição se aproximaria mais das

coletas de força feitas com o padrão ouro e ao realizar a avaliação de força dos protratores da escápula com o indivíduo na posição sentada verificamos que essa posição permite melhor estabilidade do HHD além de ser a posição mais parecida com a do padrão ouro.

Esse estudo tem por limitação o fato de não ter controlado o posicionamento inicial da coleta de força do HHD, já que no Biodex foi medida a distância média entre protração e retração de ombro. No entanto o fato de solicitar a flexão do ombro e manter a posição média entre a protração e retração da escápula pode ter sido suficiente para aproximar as medidas do HHD com as do Biodex por manter uma boa relação comprimento-tensão muscular.

Uma outra limitação foi que as medidas de protração realizadas nesse estudo podem ter sido influenciadas pelo fato de que o instrumento foi estabilizado por uma pessoa e não por algum dispositivo estático, com isso podem ocorrer somatórios das forças do indivíduo avaliado com a do avaliador. Estudos futuros com adaptações que permitam maior estabilidade do HHD, como o uso de faixas, poderiam diminuir interferência da força do avaliador para as medidas de força de protração da escápula.

O presente estudo verificou que o HHD apresentou boa correlação das medidas de força de protração da escápula, quando correlacionado com o dinamômetro isocinético Biodex. Melhores resultados de correlação e concordância foram encontrados na comparação das medidas de força entre as duas ferramentas para os grupos separadamente, quando comparadas com as medidas de todos os sujeitos. A comparação entre HHD sentado e Biodex também mostrou melhor concordância e correlação do que HHD posição deitada em supino e Biodex. Além disso, os resultados encontrados neste estudo mostraram que a dinamometria isométrica realizada pelo HHD pode ser utilizada na prática clínica do ombro, pois mostrou boa correlação com o padrão ouro mesmo em diferentes condições do ombro.

5. CONCLUSÃO

O presente estudo concluiu que o HHD é uma ferramenta válida para medir a força dos protratores da escápula, já que apresentou boa correlação e concordância com a ferramenta padrão ouro. Os dados encontrados sugerem que as medidas de força de protração na posição sentado estão mais próximos das medidas do Biodex e por proporcionar melhor estabilidade que a posição deitada em supino, independente da condição do ombro. Dessa forma sugere-se que a medida de força de protração feitas pelo HHD sejam feitas na posição sentada.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem o apoio financeiro obtido do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq).

6. REFERÊNCIAS

- Allegrucci, M., Whitney, S.L., Irrgang, J.J., 1994. Clinical implications of secondary impingement of the shoulder in freestyle swimmers. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 20, 307–318. doi:10.2519/jospt.1994.20.6.307
- Beach, M.L., Whitney, S.L., Dickoff-Hoffman, S., 1992. Relationship of shoulder flexibility, strength, and endurance to shoulder pain in competitive swimmers. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 16, 262–268. doi:10.2519/jospt.1992.16.6.262
- Beshay, N., Lam, P.H., Murrell, G. a. C., 2011. Assessing the reliability of shoulder strength measurement: hand-held versus fixed dynamometry. *Shoulder Elb.* 3, 244–251. doi:10.1111/j.1758-5740.2011.00137.x
- Carroll, R.M., 2007. The Shoulder, in: Wiesel, S.W., Delahay, J.N. (Eds.), *Essentials of Orthopedic Surgery*. Springer New York, New York, NY, pp. 333–363. doi:10.1007/978-0-387-38328-6_8
- Celik, D., Dirican, A., Baltaci, G., 2012a. Intrarater reliability of assessing strength of the shoulder and scapular muscles. *J. Sport Rehabil.* 3, 1–5.
- Celik, D., Dirican, A., Baltaci, G., 2012b. Intrarater reliability of assessing strength of the shoulder and scapular muscles. *J. Sport Rehabil. Technical*, 3.
- Cools, A.M., De Wilde, L., van Tongel, A., Ceysens, C., Ryckewaert, R., Cambier, D.C., 2014. Measuring shoulder external and internal rotation strength and range of motion: Comprehensive intra-rater and inter-rater reliability study of several testing protocols. *J. Shoulder Elb. Surg.* 23, 1454–1461. doi:10.1016/j.jse.2014.01.006
- Cools, A.M., Johansson, F.R., Cambier, D.C., Velde, A. Vande, Palmans, T., Witvrouw, E.E., 2010. Descriptive profile of scapulothoracic position, strength and flexibility variables in adolescent elite tennis players. *Br. J. Sports Med.* 44, 678–84. doi:10.1136/bjism.2009.070128
- Cools, A.M., Witvrouw, E.E., Declercq, G.A., Vanderstraeten, G.G., Cambier, D.C., 2004. Evaluation of isokinetic force production and associated muscle activity in the scapular rotators during a protraction-retraction movement in overhead athletes with impingement symptoms. *Br. J. Sports Med.* 38, 64–8. doi:10.1136/bjism.2003.004952
- Cools, A.M., Witvrouw, E.E., Mahieu, N.N., Danneels, L. a, 2005. Isokinetic Scapular Muscle Performance in Overhead Athletes With and Without Impingement Symptoms. *J. Athl. Train.* 40, 104–110.
- Crotty, N.M., Smith, J., 2000. Alterations in scapular position with fatigue: a study in swimmers. *Clin. J. Sport Med.* 10, 251–258. doi:10.1097/00042752-200010000-00005
- Crowe, M.M., Elhassan, B.T., 2016. Scapular and Shoulder Girdle Muscular Anatomy: Its

- Role in Periscapular Tendon Transfers. *J. Hand Surg. Am.* 41, 306–314.
doi:10.1016/j.jhsa.2015.06.123
- Cutts, S., Prempeh, M., Drew, S., 2009. Anterior shoulder dislocation. *Ann. R. Coll. Surg. Engl.* 91, 2–7. doi:10.1308/003588409X359123
- Decker, M.J., Hintermeister, R.A., Faber, K.J., Hawkins, R.J., 1999. Serratus Anterior Muscle Activity During Selected Rehabilitation Exercises. *Am. J. Sports Med.* 27, 784–791. doi:10.1177/03635465990270061601
- Degen, R.M., Giles, J.W., Thompson, S.R., Litchfield, R.B., Athwal, G.S., 2013. Biomechanics of complex shoulder instability. *Clin. Sports Med.* 32, 625–636. doi:10.1016/j.csm.2013.07.002
- Disselhorst-Klug, C., Schmitz-Rode, T., Rau, G., 2009. Surface electromyography and muscle force: Limits in sEMG-force relationship and new approaches for applications. *Clin. Biomech.* 24, 225–235. doi:10.1016/j.clinbiomech.2008.08.003
- Donnelly, T.D., Ashwin, S., Macfarlane, R.J., Waseem, M., 2013. Clinical assessment of instability of the shoulder. *Open Orthop. J.* 7, 310–315.
- Dvir, Z., 1997. Grade 4 in manual muscle testing: the problem with submaximal strength assessment. *Clin. Rehabil.* 11, 36–41. doi:10.1177/026921559701100106
- Ekstrom, R.A., Bifulco, K.M., Lopau, C.J., Andersen, C.F., Gough, J.R., 2004. Comparing the function of the upper and lower parts of the serratus anterior muscle using surface electromyography. *J Orthop Sport. Phys Ther* 34, 235–243. doi:10.2519/jospt.2004.34.5.235
- Ekstrom, R.A., Soderberg, G.L., Donatelli, R.A., 2005. Normalization procedures using maximum voluntary isometric contractions for the serratus anterior and trapezius muscles during surface EMG analysis. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 15, 418–428. doi:10.1016/j.jelekin.2004.09.006
- Ekstrom, R. a, Donatelli, R. a, Soderberg, G.L., 2003. Surface electromyographic analysis of exercises for the trapezius and serratus anterior muscles. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 33, 247–258. doi:10.2519/jospt.2003.33.5.247
- Escamilla, R.F., Yamashiro, K., Paulos, L., Andrews, J.R., 2009. Shoulder muscle activity and function in common shoulder rehabilitation exercises. *Sport. Med.* 39, 663–685. doi:10.2165/00007256-200939080-00004
- Hansen, E.M., McCartney, C.N., Sweeney, R.S., Palimenio, M.R., Grindstaff, T.L., 2015. Hand-held Dynamometer Positioning Impacts Discomfort During Quadriceps Strength Testing: A Validity and Reliability Study. *Int. J. Sports Phys. Ther.* 10, 62–8.
- Hayes, K., Callanan, M., Walton, J., Paxinos, A., Murrell, G.A.C., 2002. Shoulder Instability : Management and Rehabilitation. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 32, 497–509.
- Hislop, H.J., Montgomery, J., 2013. *Muscle Testing: Techniques of Manual Examination*, 8th ed. Saunders, St. Louis.
- Huang, M.-H., Lin, Y.-S., Yang, R.-C., Lee, C.-L., 2003. A comparison of various therapeutic exercises on the functional status of patients with knee osteoarthritis. *Semin. Arthritis Rheum.* 32, 398–406. doi:10.1053/sarh.2003.50021
- Hung, Y. jou, Darling, W.G., 2014. Scapular orientation during planar and three-dimensional upper limb movements in individuals with anterior glenohumeral joint instability. *Physiother. Res. Int.* 19, 34–43. doi:10.1002/pri.1558

- Johansson, F.R., Skillgate, E., Lapauw, M.L., Clijmans, D., Deneulin, V.P., Palmans, T., Engineer, H.K., Cools, A.M., 2015. Measuring Eccentric Strength of the Shoulder External Rotators Using a Handheld Dynamometer: Reliability and Validity. *J. Athl. Train.* 49, 150514083349008. doi:10.4085/1062-6050-49.3.72
- Johnson, S.M., Robinson, C.M., 2010. Shoulder instability in patients with joint hyperlaxity. *J. Bone Joint Surg. Am.* 92, 1545–1557. doi:10.2106/JBJS.H.00078
- KANG, M.-H., KIM, J.-W., KIM, Y.-G., KIM, J.-S., OH, J.-S., 2014. Reliability of Measures of Scapular Protraction Strength in the Supine and Seated Positions. *J. Phys. Ther. Sci.* 26, 1153–1155. doi:10.1589/jpts.26.1153
- Kendall, F.P., McCreary, E.K., Provance, P.G., Rodgers, M.M., Romani, W.A., 2007. *Músculos Provas e Funções*, 5^o. ed. Manole, Barueri - SP.
- Kibler, W., 1998. The role of the scapula in athletic shoulder function. *Am. J. Sports Med.* 26, 325–337. doi:10.1177/03635465980260022801
- Kibler, W. Ben, Sciascia, A., 2016. The role of the scapula in preventing and treating shoulder instability. *Knee Surgery, Sport. Traumatol. Arthrosc.* 24, 390–397. doi:10.1007/s00167-015-3736-z
- Kibler, W. Ben, Sciascia, A., 2010. Current concepts : scapular dyskinesia Current concepts : scapular dyskinesia. *Sport. Med.* 300–305. doi:10.1136/bjism.2009.058834
- Kibler, W. Ben, Sciascia, A., Dome, D., 2006. Evaluation of Apparent and Absolute Supraspinatus Strength in Patients With Shoulder Injury Using the Scapular Retraction Test. *Am. J. of Sports Med.* 34, 1643–1647. doi:10.1177/0363546506288728
- Kuhn, J.E., 2010. A new classification system for shoulder instability. *Br. J. Sports Med.* 44, 341–346. doi:10.1136/bjism.2009.071183
- Kuhn, J.E., Helmer, T.T., Dunn, W.R., V, T.W.T., 2012. Development and Reliability Testing of the FEDS System for Classifying Glenohumeral Instability. *J Shoulder Elb. Surg* 20, 548–556. doi:10.1016/j.jse.2010.10.027.Development
- Lee, D.-R., Kim, L.J., 2015. Reliability and validity of the closed kinetic chain upper extremity stability test. *J. Phys. Ther. Sci.* 27, 1071–3. doi:10.1589/jpts.27.1071
- Leggin, B.G., Neuman, R.M., Iannotti, J.P., Williams, G.R., Thompson, E.C., 1967. Intrarater and interrater reliability of three isometric dynamometers in assessing shoulder strength. *J. Shoulder Elbow Surg.* 5, 18–24. doi:10.1016/S1058-2746(96)80026-7
- Lippitt, S., Matsen, F., 1993. Mechanisms of glenohumeral joint stability. *Clin. Orthop. Relat. Res.* doi:10.1097/00003086-199306000-00004
- Ludewig, P.M., Cook, T.M., Nawoczenski, D.A., 1996. Three-dimensional scapular orientation and muscle activity at selected positions of humeral elevation. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 24, 57–65. doi:10.2519/jospt.1996.24.2.57
- Ludewig, P.M., Reynolds, J.F., 2009. The association of scapular kinematics and glenohumeral joint pathologies. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 39, 90–104. doi:10.2519/jospt.2009.2808
- Madsen, P.H., Bak, K., Jensen, S., Welter, U., 2011. Training induces scapular dyskinesia in pain-free competitive swimmers: a reliability and observational study. *Clin. J. Sport Med.* 21, 109–113. doi:10.1097/JSM.0b013e3182041de0
- McMahon, P.J., Jobe, F.W., Pink, M.M., Brault, J.R., Perry, J., 1996. Comparative

- electromyographic analysis of shoulder muscles during planar motions: Anterior glenohumeral instability versus normal. *J. Shoulder Elb. Surg.* 5, 118–123. doi:10.1016/S1058-2746(96)80006-1
- Mcquade, K.J., Dawson, J., Smidt, G.L., 1998. Scapulothoracic muscle fatigue associated with alterations in scapulohumeral rhythm kinematics during maximum resistive shoulder elevation. *J Orthop Sport. Phys Ther* 28.
- Merolla, G., De Santis, E., Campi, F., Paladini, P., Porcellini, G., 2010. Infraspinal scapular retraction test: A reliable and practical method to assess infraspinal strength in overhead athletes with scapular dyskinesis. *J. Orthop. Traumatol.* 11, 105–110. doi:10.1007/s10195-010-0095-x
- Michener, L. a, Boardman, N.D., Pidcoe, P.E., Frith, A.M., 2005a. Scapular muscle tests in subjects with shoulder pain and functional loss: reliability and construct validity. *Phys. Ther.* 85, 1128–1138.
- Michener, L. a, Boardman, N.D., Pidcoe, P.E., Frith, A.M., 2005b. Scapular muscle tests in subjects with shoulder pain and functional loss: reliability and construct validity. *Phys. Ther.* 85, 1128–1138. doi:10.1007/s00586-006-0225-6
- Murray, I.R., Goudie, E.B., Petrigliano, F.A., Robinson, C.M., 2013. Functional anatomy and biomechanics of shoulder stability in the athlete. *Clin. Sports Med.* 32, 607–624. doi:10.1016/j.csm.2013.07.001
- Oh, J.S., Kang, M.H., Dvir, Z., 2016. Reproducibility of isometric shoulder protraction and retraction strength measurements in normal subjects and individuals with winged scapula. *J. Shoulder Elb. Surg.* 25, 1816–1823. doi:10.1016/j.jse.2016.03.001
- Phadke, V., Camargo, P., Ludewig, P., 2009. Scapular and rotator cuff muscle activity during arm elevation: a review of normal function and alterations with shoulder impingement. *Brazilian J. Phys. Ther.* 13, 1–9. doi:10.1590/S1413-35552009005000012
- Phadke, V., Camargo, P.R., Ludewig, P.M., 2009. Scapular and rotator cuff muscle activity during arm elevation: A review of normal function and alterations with shoulder impingement. *Rev. Bras. Fisioter.* 13, 1–9. doi:10.1590/S1413-35552009005000012
- Pink, M., Perry, J., Browne, A., Scovazzo, M.L., Kerrigan, J., 1991. The normal shoulder during freestyle swimming. An electromyographic and cinematographic analysis of twelve muscles. *Am J Sport. Med* 19, 569–576. doi:10.1177/036354659101900603
- Pink, M.M., Tibone, J.E., 2000. the Painful Shoulder in the Swimming Athlete. *Orthop. Clin. North Am.* 31, 247–261. doi:10.1016/S0030-5898(05)70145-0
- Reese, N.B., 2013. *Muscle and Sensory Testing*, 3rd ed. Saunders, St. Louis.
- Roy, J.S., MacDermid, J.C., Orton, B., Tran, T., Faber, K.J., Drosdowech, D., Athwal, G.S., 2009. The Concurrent Validity of a Hand-held versus a Stationary Dynamometer in Testing Isometric Shoulder Strength. *J. Hand Ther.* 22, 320–327. doi:10.1016/j.jht.2009.04.008
- Schrama, P.P.M., Stenneberg, M.S., Lucas, C., Van Trijffel, E., 2014. Intraexaminer reliability of hand-held dynamometry in the upper extremity: A systematic review. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 95, 2444–2469. doi:10.1016/j.apmr.2014.05.019
- Stark, T., Walker, B., Phillips, J.K., Fejer, R., Beck, R., 2011. Hand-held dynamometry correlation with the gold standard isokinetic dynamometry: A systematic review. *PM R* 3, 472–479. doi:10.1016/j.pmrj.2010.10.025

- Struyf, F., Cagnie, B., Cools, A., Baert, I., Brempt, J. Van, Struyf, P., Meeus, M., 2014. Scapulothoracic muscle activity and recruitment timing in patients with shoulder impingement symptoms and glenohumeral instability. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 24, 277–284. doi:10.1016/j.jelekin.2013.12.002
- Struyf, F., Nijs, J., Baeyens, J.P., Mottram, S., Meeusen, R., 2011. Scapular positioning and movement in unimpaired shoulders, shoulder impingement syndrome, and glenohumeral instability. *Scand. J. Med. Sci. Sport.* 21, 352–358. doi:10.1111/j.1600-0838.2010.01274.x
- Su, K.P.E., Johnson, M.P., Gracely, E.J., Karduna, A.R., 2004. Scapular rotation in swimmers with and without impingement syndrome: Practice effects. *Med. Sci. Sports Exerc.* 36, 1117–1123. doi:10.1249/01.MSS.0000131955.55786.1A
- Terry, G.C., Chopp, T.M., 2000. Functional Anatomy of the Shoulder. *J. Athl. Train.* 35, 248–255. doi:10.1016/B978-156053708-3.50039-8
- Trudelle-Jackson, E., Jackson, a W., Frankowski, C.M., Long, K.M., Meske, N.B., 1994. Interdevice reliability and validity assessment of the Nicholas Hand-Held Dynamometer. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 20, 302–6. doi:10.2519/jospt.1994.20.6.302
- Tucci, H.T., Martins, J., Sposito, G.D.C., Camarini, P.M.F., de Oliveira, A.S., 2014. Closed Kinetic Chain Upper Extremity Stability test (CKCUES test): a reliability study in persons with and without shoulder impingement syndrome. *BMC Musculoskelet. Disord.* 15, 1. doi:10.1186/1471-2474-15-1
- Turner, N., Ferguson, K., Mobley, B.W., Riemann, B., Davies, G., 2009. Establishing normative data on scapulothoracic musculature using handheld dynamometry. *J. Sport Rehabil.* 18, 502–520.
- Van De Velde, A., De Mey, K., Maenhout, A., Calders, P., Cools, A.M., 2011. Scapular-muscle performance: Two training programs in adolescent swimmers. *J. Athl. Train.* 46, 160–167. doi:10.4085/1062-6050-46.2.160
- Wadsworth, D.J., Bullock-Saxton, J.E., 1997. Recruitment patterns of the scapular rotator muscles in freestyle swimmers with subacromial impingement. *Int. J. Sports Med.* 18, 618–24. doi:10.1055/s-2007-972692
- Wilk, K.E., Macrina, L.C., Reinold, M.M., 2006. Non-operative rehabilitation for traumatic and atraumatic glenohumeral instability. *N. Am. J. Sports Phys. Ther.* 1, 16–31. doi:10.1016/B978-1-4377-0922-3/00019-8
- Williams, D.A., Roush, J.R., Davies, G.J., Ellenbecker, T.S., Rauh, M.J., 2009. Alternative methods for measuring scapular muscles protraction and retraction maximal isometric forces. *N. Am. J. Sports Phys. Ther.* 4, 200–9.
- Yoo, W.-G., 2013. Comparison of Isolation Ratios of the Scapular Retraction Muscles between Protracted Scapular and Asymptomatic Groups. *J. Phys. Ther. Sci.* 25, 905–6. doi:10.1589/jpts.25.905
- Zheng, M., Zou, Z., Bartolo, P.J.D. silva, Peach, C., Ren, L., 2016. Finite element models of the human shoulder complex: A review of their clinical implications and modelling techniques. *Int. j. numer. method. biomed. eng.* doi:10.1002/cnm.2777