

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E DANÇA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO**

**Iã Ferreira Miranda**

**FORÇA ARTICULAR CERVICAL E MUSCULAR DURANTE EXERCÍCIOS DO  
PESCOÇO**

**Porto Alegre**

**2018**

**Iã Ferreira Miranda**

**FORÇA ARTICULAR CERVICAL E MUSCULAR DURANTE EXERCÍCIOS DO  
PESCOÇO**

Dissertação de mestrado apresentado ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Dança da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como requisito parcial para obtenção do título de mestre em Ciências do Movimento Humano.

Orientador: Jefferson Fagundes Loss

Porto Alegre

2018

## **AGRADECIMENTOS**

Antes de qualquer agradecimento, gostaria de agradecer e dedicar este trabalho a minha família a qual sem ela não poderia ter seguido a carreira de Quiropraxista e futuramente professor. O apoio em todos os âmbitos foi crucial e decisivo para hoje estar alcançando mais uma meta pessoal e profissional. À Nathália Schneider que também sempre me apoiou me incentivando na busca dos meus sonhos. Os agradecimentos seguintes não os escrevo por ordem de importância, mas sim por ordem cronológica.

À Universidade Feevale, mais especificamente aos meus professores do bacharelado em Quiropraxia que hoje me trouxeram uma visão de corpo humano embasada na ciência, ética e me mostrou a trilha para o tratamento e prevenção de alterações neuromusculoesqueléticas. Dos professores mais especificamente a Dra. Eliane Manfio que me apresentou a Biomecânica, a área acadêmica e me incentivou a ingressar no mestrado em Ciências do Movimento Humano pela UFRGS.

À Universidade Federal do Rio Grande do Sul, especificamente ao meu orientador Dr. Jefferson Fagundes Loss que possui um amor por ser professor e sempre se esforçou ao máximo para formar mestres e doutores que tivessem uma preocupação com o ensino. Também à Dra. Cláudia Candotti por juntamente com meu orientador ter tido uma faísca de confiança e apostarem em mim para o ingresso no mestrado. A todo grupo de Investigação da Mecânica do Movimento Humano (BIOMEC), pois este estudo só pode ser desenvolvido por eu estar ao lado de mentes brilhantes. A todos os professores do programa de pós-graduação em Ciências do Movimento Humano que são inspirações para nós futuros professores.

“A felicidade não se resume na ausência de problemas,  
mas sim na capacidade de lidar com eles”

**Albert Einstein**

## RESUMO

A presente dissertação de mestrado teve como foco a avaliação dos aspectos biomecânicos, da coluna cervical e de exercícios do pescoço, associados à diminuição da ação dos flexores profundos e aumento da ação dos flexores superficiais. Estas mudanças nas ações musculares estão associadas a indivíduos com cervicalgia crônica e a investigação deste trabalho pode levar a uma melhor compreensão desta lesão e conseqüente melhor tratamento. Na busca desta meta foram desenvolvidos quatro estudos apresentados ao longo desta dissertação. Estudo 1: Uma revisão sistemática com metanálise comparando a capacidade de produção de força entre indivíduos com cervicalgia e indivíduos saudáveis. Para este estudo foram incluídos 20 artigos que compararam capacidade de produção de força entre os grupos, onde foi identificado que indivíduos com cervicalgia crônica apresentam menor capacidade de produção de força para flexão, extensão e flexão lateral direita e esquerda. Estudo 2: A partir do estudo 1 surgiu o estudo observacional desta dissertação o qual comparou a força dos flexores profundos e superficiais da coluna cervical e a força articular cervical durante exercícios de fortalecimento do pescoço através de um modelo biomecânico. Para este estudo 20 participantes foram avaliados durante exercícios dinâmicos e isométricos de flexão, extensão e flexão lateral direita. A carga do exercício foi definida em 15-25% da capacidade de produção de força pescoço e foram feitas 5 repetições para o exercício dinâmico e mantida por 10 segundos para o exercício isométrico. As forças musculares e articulares foram estimadas pelo modelo biomecânico Biomechanics of Bodies e as variáveis cinéticas e cinemáticas foram coletadas com o BTS Smart-DX. O exercício de flexão dinâmica apresentou os maiores valores de força para os flexores profundos ao mesmo tempo que os flexores superficiais não apresentaram diferenças entre a flexão isométrica e dinâmica. Estudo 3: Este estudo foi realizado visando dar maior segurança e robustez às respostas do modelo biomecânico do Estudo 2, correlacionando as respostas de força muscular, estimada com o modelo biomecânico, e a atividade muscular com eletromiógrafo, dos músculos esternocleidomastóides direito e esquerdo. As correlações se apresentaram em média excelentes tanto para o esternocleidomastoide direito ( $r=0.69\pm 0.20$ ) e esquerdo ( $r=0.71\pm 0.22$ ), estimulando a confiança nos resultados obtidos pelo modelo biomecânico para os músculos flexores profundos da cervical. Estudo 4: Este estudo avaliou diferentes métodos de contração voluntária isométrica máxima para

normalizar o sinal eletromiográfico do esternocleidomastoide e escaleno anterior. Com base nos resultados deste estudo, o método proposto em flexão lateral com a cabeça rotada foi o que apresentou a maior ativação para o esternocleidomastoide e o método convencional a que apresentou a maior ativação para o escaleno anterior. Portanto é sugerido uma adaptação ao método apresentado na literatura para contração voluntária isométrica máxima do esternocleidomastoide. Com base nestes quatro estudos, podemos afirmar que indivíduos com cervicalgia apresentam menor capacidade de produção de força, mostrando a necessidade de exercícios de fortalecimento, além da função de hipoalgesia normal do exercício. Levando em conta a diminuição da força dos flexores profundos cervical e aumento da ativação dos flexores superficiais em indivíduos com cervicalgia crônica, o exercício de flexão cervical dinâmica parece ser o mais indicado para o fortalecimento dos flexores profundos, ao mesmo tempo que reduz a ativação dos flexores superficiais.

**Palavras-chaves:** Pescoço; Músculos do Pescoço; Exercício; Fenômeno Mecânico.

## ABSTRACT

The present dissertation focused on the evaluation of the biomechanical aspects of the cervical spine and neck exercises, associated to the decrease of the action of the deep flexors and increase of the action of the superficial flexors. These changes in muscular actions are associated with individuals with chronic neck pain and the investigation of this work can lead to a better understanding of this lesion and consequent better treatment. In the pursuit of this aim, four studies were developed through this dissertation. Study 1: A systematic review with metanalysis comparing neck strength between individuals with neck pain and healthy controls. For this study, 20 articles comparing neck strength between groups and it was found that individuals with chronic neck pain have lower neck strength in flexion, extension, right and left lateral flexion. Study 2: From the development of study 1 came the observational study which compared the superficial, deep neck flexor muscle force and joint force during neck strengthening exercises using a biomechanical model. For this study, 20 participants were evaluated during dynamic and isometric exercises of flexion, extension and right lateral flexion. The exercise load was defined as 15-25% of the neck strength and 5 repetitions were made for the dynamic exercise and maintained for 10 seconds for the isometric exercise. Muscle and joint forces were estimated with the biomechanical model the Biomechanics of Bodies, and the kinetic and kinematic variables were collected using BTS Smart-DX. The dynamic neck flexion exercise showed the highest deep neck flexors muscle force values at the same time that the superficial neck flexors did not present differences between the isometric and dynamic flexion. Study 3: This study was carried out aiming at giving greater safety and robustness to the responses of the biomechanical model of Study 2, correlating the muscular force responses, estimated with the biomechanical model, and the muscular activity with electromyograph, of the right and left sternocleidomastoid muscles. Correlations were on average high for both right sternocleidomastoid ( $r = 0.69 \pm 0.20$ ) and left ( $r = 0.71 \pm 0.22$ ), ensuring the results obtained by the biomechanical model for the deep neck flexor muscles. Study 4: This study evaluated different methods of maximal isometric voluntary contraction to normalize the electromyographic signal of the sternocleidomastoid and anterior scalene. Based on the results of this study, the method proposed performing a lateral flexion with a rotated head was the one that presented the highest activation for the sternocleidomastoid however the conventional

method was the one that presented the highest activation for the anterior scalene. Therefore, we suggest an adaptation to the method presented in the literature for the maximum voluntary isometric contraction of the sternocleidomastoid. Based on these four studies, we can affirm that individuals with neck pain have a lower neck strength, showing the need for strengthening exercises, in addition to the normal hypoalgesia function of the exercise. Regarding the decreased deep neck flexors force and increased superficial neck flexors force in individuals with chronic neck pain, the dynamic neck flexion exercise it seems to be the most suitable for the strengthening of deep flexors, while reducing the activation of the superficial flexors.

**Palavras-chaves:** Neck; Neck Muscles; Exercise; Mechanical Phenomena.



## LISTA DE EQUAÇÕES

Equação 1.1 – Equação de movimento translacional.....	25
Equação 1.2 – Equação de movimento rotacional.....	25
Equação 1.3 – Função de custo da otimização do BoB.....	29
Equação 3.1 – Dinâmica Inversa.....	88
Equação 3.2 – Função de custo da otimização do BoB.....	89
Equação 3.3 – Cálculo da força articular do BoB.....	90

## LISTA DE QUADROS E TABELAS

Quadro 1.1 – Tabela antropométrica utilizada no BoB.....	29
Quadro 1.2 – Articulações do Biomechanics of Bodies.....	31
Table 2.1 – Assessment of methodological quality.....	46
Table 2.2 – Included studies characteristic (descending chronological order of publication date).....	52
Table 2.3 – Individual studies methodological quality assessment.....	60
Table 2.4 – Qualitative results based on Best Evidence Synthesis.....	65
Tabela 3.1 – Capacidade de produção de força dos participantes.....	92

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 – Divisão anatômica e funcional da coluna cervical.....	19
Figura 1.2 – Exercício retração cervical isométrico (a) posição inicial e (b) posição final.....	20
Figura 1.3 – Flexores profundos da coluna cervical.....	21
Figura 1.4 – Instrumento de avaliação das sobrecargas interna da coluna cervical in vitro.....	23
Figura 1.5 – Pressão intradiscal normal na coluna cervical.....	24
Figura 1.6 – Etapas e variáveis biomecânicas para resolver as equações de movimento utilizadas no método da Dinâmica Inversa.....	26
Figura 1.7 – Etapas de resolução da Dinâmica Inversa pelo software Biomechanics of Bodies.....	28
Figure 2.1 – Study selection flow diagram.....	49
Figure 2.2 – Chronic neck pain group versus health control group: Flexion.....	61
Figure 2.3 – Chronic neck pain group versus health control group: Extension.....	62
Figure 2.4 – Chronic neck pain group versus health control group: Right Lateral Flexion.....	63
Figure 2.5 – Chronic neck pain group versus health control group: Left Lateral Flexion.....	63
Figure 2.6 – Free body diagram of the neck; F: Dynamometer force; W: Head weight; Me: Extensor moment; dF: F moment arm; dW: Weight moment arm; Motion equation: $Me = F \times d_F + W \times d_W$ .....	67
Figura 3.1 – Avaliação da capacidade de produção de força do pescoço em flexão....	86
Figura 3.2 – Figura representativa da coleta de dados.....	87
Figura 3.3 – Força estimada dos FPC; letras diferentes indicam diferenças significativa inter-exercícios; asterisco indica diferença significativa inter-exercícios.....	93

Figura 3.4 – Força ECM; letras diferentes indicam diferenças significativa inter-exercícios; asterisco indica diferença significativa inter-exercícios.....	94
Figura 3.5 – Força Articular C7-T1; letras diferentes indicam diferenças significativa inter-exercícios; asterisco indica diferença significativa inter-exercícios.....	95
Figura 3.6 – Figura 3.6 – Diagrama de corpo livre da cabeça nas situações de comparação entre o exercício de flexão isométrica (A) e na posição final do exercício flexão dinâmica (B). W – Peso da cabeça. $d_w$ - Distância perpendicular do peso da cabeça. $F_e$ – Força elástica. $d_{Fe}$ - Distância perpendicular da faixa elástica.....	96

## SUMÁRIO

<b>APRESENTAÇÃO</b> .....	14
<b>CAPÍTULO I – REVISÃO DA LITERATURA</b> .....	16
OSTEOCINEMÁTICA DA COLUNA CERVICAL.....	18
MEDIÇÃO DA ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DA COLUNA CERVICAL .....	21
MEDIÇÃO DAS SOBRECARGAS INTERNAS NA COLUNA CERVICAL.....	23
<i>BIOMECHANICS OF BODIES (BOB)</i> .....	27
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b> .....	33
<b>CAPÍTULO II - INDIVIDUALS WITH CHRONIC NECK PAIN HAVE LOWER NECK STRENGTH THAN HEALTHY CONTROLS: A SYSTEMATIC REVIEW WITH META-ANALYSIS</b> .....	41
<b>ABSTRACT</b> .....	41
<b>INTRODUCTION</b> .....	42
<b>METHODOLOGY</b> .....	43
<b>RESULTS</b> .....	48
<b>DISCUSSION</b> .....	66
<b>SUPPLEMENTARY MATERIAL A – Search strategy</b> .....	71
<b>SUPPLEMENTARY MATERIAL B – Additional analysis</b> .....	73
<b>REFERENCES</b> .....	75
<b>CAPÍTULO III - FORÇA DOS FLEXORES PROFUNDOS E SUPERFICIAIS DA COLUNA CERVICAL DURANTE EXERCÍCIOS ISOMÉTRICOS E DINÂMICOS DO PESCOÇO</b> .....	82
<b>RESUMO</b> .....	82
<b>INTRODUÇÃO</b> .....	83
<b>MÉTODOS</b> .....	84
<b>RESULTADOS</b> .....	93
<b>DISCUSSÃO</b> .....	96

<b>REFERENCES .....</b>	<b>101</b>
<b>CONSIDERAÇÕES FINAIS .....</b>	<b>106</b>
<b>APÊNDICE I - CORRELAÇÃO ENTRE A ATIVIDADE ELÉTRICA E A FORÇA ESTIMADA DO ESTERNOCLEIDOMASTOIDE DURANTE EXERCÍCIO DE FLEXÃO CERVICAL .....</b>	<b>107</b>
<b>APÊNDICE II - COMPARISON OF MAXIMUM VOLUNTARY ISOMETRIC CONTRACTION TO NORMALIZE SUPERFICIAL NECK MUSCLE EMG.....</b>	<b>123</b>
<b>APÊNDICE III – MÚSCULOS DA COLUNA CERVICAL NO BOB .....</b>	<b>138</b>
<b>APÊNDICE IV – CONJUNTO DE MARCADORES PLUG-IN-GATE.....</b>	<b>139</b>
<b>APÊNDICE V – CURVA DE CALIBRAÇÃO MINIBAND CINZA (LIVEUP, BRASIL) .....</b>	<b>141</b>

## APRESENTAÇÃO

A cervicalgia crônica é uma epidemia mundial e é considerada um problema multifatorial. Diversas adaptações funcionais no tecido neuromusculoesquelético estão associadas à cervicalgia crônica. Uma destas adaptações funcionais associadas à cervicalgia é a diminuição da ativação, da área de seção transversa, da resistência e da força dos flexores profundos cervicais (FPC), juntamente com um aumento da atividade dos flexores superficiais. Como forma de gerenciar a cervicalgia e suas adaptações funcionais todas as diretrizes atuais sugerem exercícios específicos para o pescoço como um excelente tratamento. Neste contexto, o foco desta dissertação foi avaliar os aspectos biomecânicos, da coluna cervical e de exercícios do pescoço, associados à diminuição da ação dos flexores profundos e aumento da ação dos flexores superficiais. Estas mudanças nas ações musculares estão associadas a indivíduos com cervicalgia crônica e a investigação deste trabalho pode levar a uma melhor compreensão desta lesão e conseqüente melhor tratamento.

No Capítulo 1 desta dissertação é apresentada uma revisão da literatura abordando a prevalência, classificação as adaptações funcionais e os diversos tratamentos para a cervicalgia. É abordado também neste capítulo as técnicas e instrumentos de pesquisa em biomecânica e como eles são utilizados para avaliação das adaptações funcionais dos tecidos neuromusculoesqueléticos do pescoço associado às diretrizes de tratamento para cervicalgia.

Apesar das diretrizes atuais de tratamento para cervicalgia recomendarem exercícios específicos de fortalecimento do pescoço para a cervicalgia, ainda é controverso se indivíduos com cervicalgia tem uma menor capacidade de produção de força do pescoço. Partindo desta controvérsia, foi realizada uma revisão sistemática com metanálise que se propôs a avaliar a diferença na capacidade de produção de força do pescoço entre indivíduos com cervicalgia comparados a indivíduos saudáveis. Esta revisão sistemática está apresentada na língua inglesa (Capítulo 2) em formato de artigo, dentro das normas da revista *Journal of Applied Biomechanics*, e foi submetida dia 03 de maio e está em processo de revisão.

A partir dos resultados da revisão sistemática e associado às adaptações funcionais de indivíduos com cervicalgia crônica avaliamos a força dos flexores

profundos, a força de ambos esternocleidomastoides e a sobrecarga articular cervical durante exercícios de fortalecimento do pescoço através de um modelo biomecânico. Este estudo observacional com delineamento comparativo está apresentado em formato de artigo (Capítulo 3), também formatado conforme as normas da revista *Journal of Applied Biomechanics*, entretanto ainda não foi submetido, e está na língua portuguesa. As considerações finais são apresentadas como fechamento desta dissertação após o Capítulo 3. As referências bibliográficas utilizadas no do Capítulo 1 são apresentadas em formato ABNT após as considerações finais.

Para dar maior segurança e robustez às respostas do modelo biomecânico utilizado no Capítulo 3, correlacionamos as respostas de força estimada e o recrutamento elétrico do esternocleidomastoide durante o exercício de flexão cervical dinâmica. Esta correlação foi feita levando em conta as dificuldades de validação das respostas musculares de um modelo, e usando como base as melhores práticas para avaliação de modelos biomecânicos que sugerem comparar as respostas musculares do modelo às respostas eletromiográficas. Este estudo está apresentado no Apêndice 1 em formato de artigo, conforme as normas da revista *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, entretanto ainda não foi submetido, e está na língua portuguesa.

No Apêndice 2 é apresentado um artigo que propôs um novo método de contração voluntária isométrica máxima para normalizar sinal eletromiográfico do esternocleidomastoide. Este estudo foi desenvolvido visando testar as contrações voluntárias máximas com outras funções cinesiológicas do esternocleidomastoide, além da de flexão cervical a qual é o método convencional. Este estudo está dentro das normas da revista *Journal of Electromyography and Kinesiology* e está na língua inglesa em processo de revisão final pelos autores. No Apêndice 3 é apresentado o modelo muscular do modelo biomecânico utilizado nesta dissertação e o Apêndice 4 o conjunto de marcadores reflexivos utilizado para captação do movimento dos exercícios do Estudo 3. Por último (Apêndice 5) a curva de calibração da faixa elástica utilizada também no estudo do Capítulo 3.



## CAPÍTULO I – REVISÃO DA LITERATURA

Os impactos físicos, psicológicos, e socioeconômicos gerados pela cervicalgia vem aumentando cada vez mais. Atualmente é estimado que 30 a 50% da população mundial irá sofrer com dor cervical em algum estágio da vida (BLANPIED et al., 2017; HOY et al., 2010), além disso é a quarta causa de anos perdidos por incapacidade no mundo (COHEN, 2015). Os impactos econômicos com dor cervical e lombar foram avaliados nos Estados Unidos como terceiro maior gasto com saúde pública, onde foi estimado um gasto de \$87.6 bilhões de dólares em 2013 (DIELEMAN et al., 2016). Seus principais fatores de risco são: ser do sexo feminino, histórico de dor lombar, problemas emocionais, altas demandas de trabalho, ser fumante, dentre outros (BLANPIED et al., 2017; HOY et al., 2014).

A cervicalgia pode ser classificada como mecânica, neuropática ou secundária a outro problema (dor referida do coração ou patologia vascular), por exemplo de origem mecânica ou neuropática, a cervicalgia pode ser a causa ou a consequência de disfunções na ativação da musculatura do pescoço, desequilíbrios musculares e/ou alterações nas cargas internas da coluna cervical (COHEN, 2015).

Apesar das diferentes causas/consequências da cervicalgia, as quais nem sempre estão claras ao terapeuta, diversos estudos vêm mostrando os efeitos de diferentes tratamentos para esta alteração (CHILDS et al., 2008; MIRANDA; FACCHINI; MANFIO, 2015). Por exemplo, dentre os tratamentos conservadores para cervicalgia de origem mecânica, terapias ativas, como recomendações de exercícios em casa, mostraram-se mais eficazes que o tratamento medicamentoso (COHEN, 2015; MILLER et al., 2010). Há evidências de que, exercícios específicos para a coluna cervical geram melhores efeitos do que exercícios físicos globais e/ou atividades físicas na redução dos sintomas de dor e incapacidade cervical, sendo que tal evidência foi considerada moderada em duas revisões sistemáticas (GENEEN et al., 2017; GROSS et al., 2015).

Dentre a miríade de exercícios propostos, com diferentes tipos de resistências e execuções, destacam-se duas formas amplamente utilizadas na prática clínica: os exercícios isométricos e os exercícios dinâmicos. Independente da opção do terapeuta na escolha do tipo do exercício, e sabendo que é indicado a realização de exercícios em casa, é importante que eles sejam realizados de forma adequada tanto

quanto à carga quanto à execução correta (GENEEN et al., 2017; GROSS et al., 2015; LOSS et al., 2002a).

Nesse contexto, a faixa elástica é um método prático e portátil, rotineiramente utilizado na prática clínica e fácil de ser recomendado para uso em casa (BURNETT et al., 2005; MELO et al., 2013; NETTO; BURNETT; COLEMAN, 2007). A resistência progressiva imposta por tal acessório, durante os exercícios de fortalecimento do pescoço, pode ser utilizada com o intuito de melhorar a capacidade de produção de força, resistência, potência do músculo ou a combinação deles (GENEEN et al., 2017), além disso essa faixa elástica pode ser facilmente ligada a um cinto de fortalecimento do pescoço (BURNETT et al., 2005; MURRAY et al., 2015).

Na prática clínica, muitas vezes, a carga oferecida pela faixa elástica é definida de forma subjetiva, podendo ser maior ou menor do que o desejado, e conseqüentemente com maior risco de uma lesão ou de uma recidiva. Entretanto, é possível quantificar a resistência deste material através de uma curva de calibração de força (força da faixa elástica X deformação) gerada a partir da aplicação de diferentes cargas conhecidas e respectivas medições da deformação da faixa elástica (LOSS et al., 2002a). No entanto, não foram encontrados estudos que quantificassem tal resistência com o intuito de avaliar as cargas internas geradas durante os exercícios de fortalecimento do pescoço. Conhecer a magnitude e a direção das forças externas é o primeiro passo para uma estimativa da sobrecarga interna (LOSS; CANDOTTI, 2008).

Além da melhora da dor e disfunção cervical (GENEEN et al., 2017; GROSS et al., 2015), uma intervenção precisa modificar as adaptações funcionais geradas pela cervicalgia crônica (AMIRI ARIMI et al., 2017). Portanto, entender melhor os efeitos de diferentes exercícios nas sobrecargas internas e eletromiografia do pescoço permitem aumentar a eficácia e a segurança das intervenções que objetivam tratar/prevenir a cervicalgia.

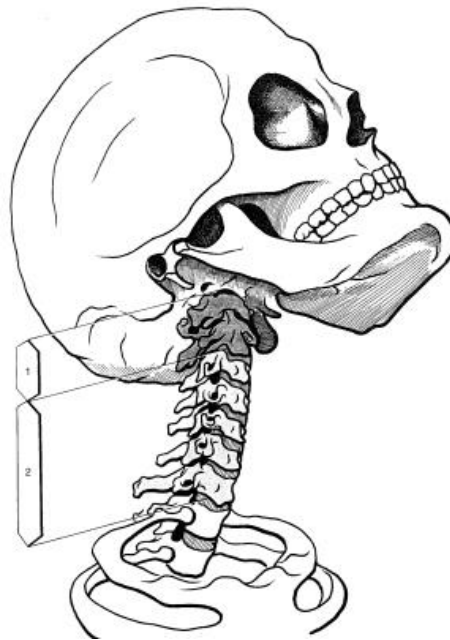
Diversas adaptações funcionais no tecido musculoesquelético podem ser identificadas em indivíduos com cervicalgia (AMIRI ARIMI et al., 2017; FALLA et al., 2017; PAUW et al., 2016; STENNEBERG et al., 2017). Dentre elas ocorrem mudanças morfológicas na musculatura do pescoço em decorrência da cervicalgia crônica, como por exemplo redução da área de secção transversa na maioria dos músculos do pescoço (PAUW et al., 2016). Em indivíduos com lesão em chicote (WAD) há um

aumento da área de secção transversa dos flexores profundos e de musculaturas suboccipitais, fenômeno talvez explicado pelo acúmulo de gordura intramuscular (PAUW et al., 2016). Além destas alterações morfológicas, também tem sido associado à cervicalgia, redução da atividade eletromiográfica dos flexores profundos da coluna cervical durante o teste de flexão craniocervical (FALLA; BILENKIJ; JULL, 2004), déficits no senso de posição articular da cabeça (MIRANDA; FACCHINI; MANFIO, 2016), no controle postural (FIELD; TRELEAVEN; JULL, 2008) e na marcha (FALLA et al., 2017). Dentre estas adaptações a musculatura flexora profunda cervical tem sido alvo de diversos estudos, uma vez que se identifica alterações na sua ativação, área de secção transversa, resistência e força deste grupo muscular (AMIRI ARIMI et al., 2017). Associada a estas adaptações podemos também relatar uma redução da amplitude de movimento em todos os planos de movimento de indivíduos com cervicalgia comparado com saudáveis (STENNEBERG et al., 2017) alterando a funcionalidade e cinemática deste sistema. Todas estas adaptações funcionais relatadas podem ser avaliadas através de técnicas de pesquisa em biomecânica como por exemplo a eletromiografia, mecânica muscular, cinética e cinemática.

## OSTEOCINEMÁTICA DA COLUNA CERVICAL

A coluna cervical é constituída em duas partes (Figura 1.1), anatomicamente e funcionalmente diferentes com cinemáticas bem diferentes: a coluna cervical alta ou superior, composta basicamente pelo atlas e o axis, a primeira e segunda vertebra cervicais as quais realizam principalmente movimentos de rotação da cabeça; e a coluna cervical baixa ou inferior, que se estende do platô inferior do axis até o platô superior da primeira vértebra torácica compondo principalmente os movimentos de flexão-extensão e movimentos mistos de inclinação-rotação cervical, o qual caracteriza o sistema cabeça e pescoço como tendo seis graus de liberdade (KAPANDJI, 2000).

Figura 1.1 - Divisão anatômica e funcional da coluna cervical



Fonte: (KAPANDJI, 2000)

Para as amplitudes de movimento da coluna cervical no plano sagital temos aproximadamente 50° de amplitude de movimento para a flexão e 75° para a extensão cervical. No plano frontal temos também 40° de amplitude para flexão lateral e no plano transversal temos 70° (KAPANDJI, 2000; WHITE; PANJABI, 1990).

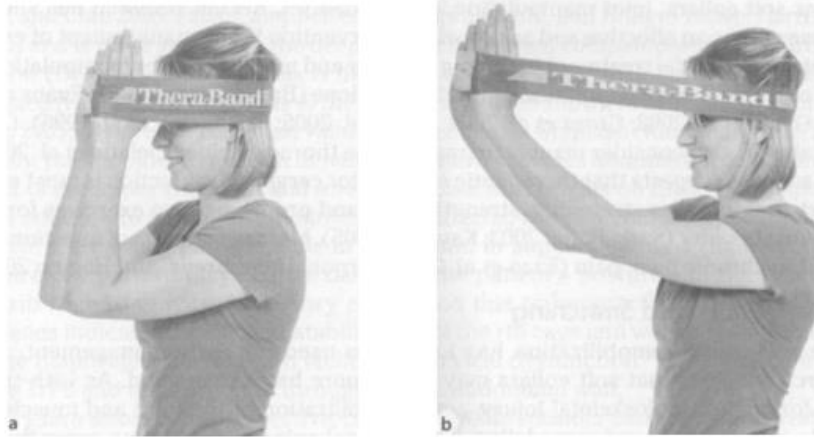
Quando olhamos individualmente a contribuição de cada articulação na amplitude global da coluna cervical, a articulação onde, proporcionalmente, mais ocorrem os movimentos de flexão/extensão e flexão lateral, é a articulação entre C6-C7 e também uma das articulações mais acometidas por alterações nos discos intervertebrais (HAMMER; HELLER; KEPLER, 2016; WHITE; PANJABI, 1990). Portanto, devido à complexidade das articulações da coluna cervical, diversos métodos de tratamento existem para o gerenciamento de disfunções nesta região.

As abordagens tradicionais para o gerenciamento de disfunções cervicais focam em abordagens estruturais com o uso, por exemplo, de colar cervical, manipulação e (ou) mobilização e modalidades (PAGE; FRANK; LARDNER, 2010). Entretanto, estudos recentes têm mostrado que tratamentos multimodais, incluindo exercícios específicos para pescoço, manipulação e (ou) mobilização são mais efetivos que apenas manipulação e (ou) mobilização isoladas (COHEN, 2015; PAGE;

FRANK; LARDNER, 2010). Além disso, há evidências de que os exercícios são mais eficazes quando incluem alongamentos, fortalecimento e treinamentos proprioceptivos para o pescoço e complexo articular do ombro (COHEN, 2015; GENEEN et al., 2017; GROSS et al., 2015).

Um exercício simples para fortalecimento da coluna cervical envolve a retração cervical (Figura 1.2), o qual é eficaz para melhorar a postura em descanso, sentado e melhorar sintomas radiculares (FALLA et al., 2007; PAGE; FRANK; LARDNER, 2010).

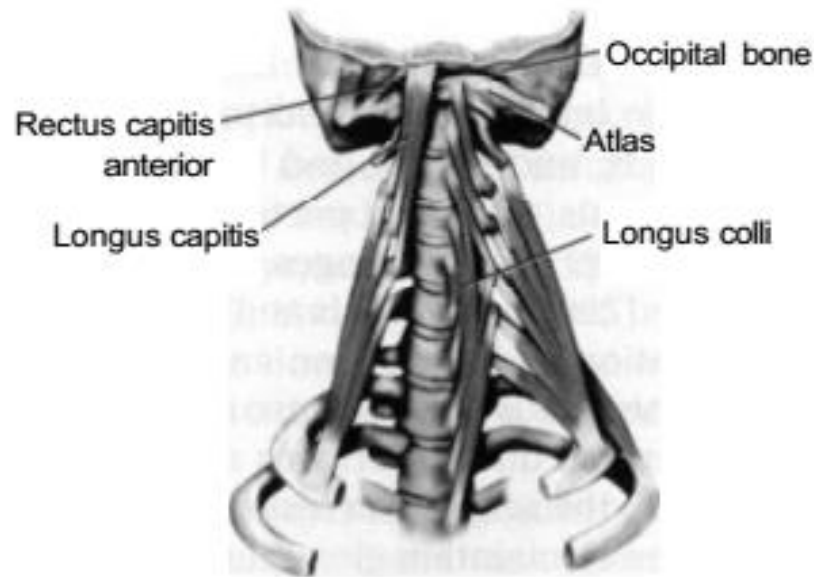
Figura 1.2 - Exercício retração cervical isométrico (a) posição inicial e (b) posição final



Fonte: Page, Frank e Lardner (2010)

Este exercício objetiva principalmente fortalecer os flexores profundos da coluna cervical (Figura 1.3) os quais têm uma função mais de retração cervical do que flexão em si (PAGE; FRANK; LARDNER, 2010). O fortalecimento destes músculos gera diversos benefícios associados ao tratamento e prevenção da cervicalgia. Estes benefícios envolvem uma melhora da manutenção do posicionamento neutro da cabeça, diminuindo assim as sobrecargas internas da coluna cervical (CANDOTTI et al., 2012; FALLA et al., 2007; PAGE; FRANK; LARDNER, 2010). De forma complementar, este exercício também auxilia em uma melhora do tempo de resposta na ativação desses músculos precedido de um movimento rápido do membro superior (resposta antecipatória), a qual é alterada em indivíduos com cervicalgia (JULL et al., 2009).

Figura 1.3 - Flexores profundos da coluna cervical



Fonte: Page, Frank e Lardner (2010)

Os benefícios associados aos exercícios de fortalecimento da coluna cervical podem ser explicados com alguns parâmetros biomecânicos, sendo estes, propriedades cinéticas (capacidade de produção de força/torque), propriedades mecânicas estruturais da coluna cervical, propriedades cinemáticas (movimento articular/amplitude de movimento) e também através da atividade elétrica da musculatura do pescoço (GROSS et al., 2015; JULL et al., 2009; WINTER, 2009).

#### MEDIÇÃO DA ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DA COLUNA CERVICAL

A eletromiografia é uma técnica investigativa utilizada por inúmeros pesquisadores na área da cinesiologia e biomecânica que tem como objetivos mensurar e monitorar a atividade elétrica das membranas excitáveis, a qual representa a medida dos potenciais de ação do sarcolema numa determinada unidade motora, ou seja, a técnica registra a atividade elétrica produzida pelo músculo, denominada também como atividade mioelétrica (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985). Com este método, conseguimos visualizar a atividade do músculo em condições específicas com indivíduos saudáveis, com alguma patologia ou durante o próprio tratamento, podendo assim observar as irregularidades da ação muscular em

determinados movimentos e seus recrutamentos das musculaturas (COLEMAN, 2004).

Para compararmos o sucesso dentre os diferentes exercícios de fortalecimento do pescoço, precisamos investigar o funcionamento dos músculos atuantes da coluna cervical. A musculatura flexora profunda da coluna cervical é quem garante uma estabilidade para a coluna cervical, sendo assim um importante grupo muscular para verificarmos sua atividade eletromiográfica (JULL et al., 2009) uma vez que este grupo muscular é deficiente em indivíduos com cervicalgia crônica (AMIRI ARIMI et al., 2017).

Apesar da metodologia para avaliação da atividade elétrica dos flexores profundos da coluna cervical estar descrita na literatura, ela é invasiva necessitando a inserção de um eletrodo via região orofaríngea (FALLA et al., 2006). Assim sendo, a avaliação destas musculaturas com este método incapacitaria a realização do exercício. Portanto, avaliar as musculaturas superficiais da coluna cervical com eletrodos de superfície, não invasivos, é um método mais usual e preferivelmente utilizado durante os exercícios de fortalecimento da coluna cervical (COLEMAN, 2004; SOMMERICH et al., 2000).

É citado na literatura um método de avaliação das musculaturas superficiais da coluna cervical para músculos como escaleno anterior e esternocleidomastóide (FALLA et al., 2002). Além disso, este método apresenta boa reprodutibilidade intra-avaliador dentre os métodos de normalização propostos por meio de contrações voluntárias isométricas máximas (NETTO; BURNETT, 2006).

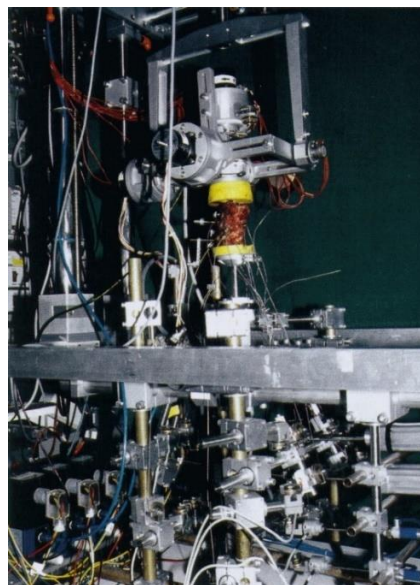
Complementar à eletromiografia da coluna cervical (SOMMERICH et al., 2000), a medição da sobrecarga interna com o método dinâmica inversa (NIGG; HERZOG, 2007; WINTER, 2009) é também um excelente método de estimar a força muscular de diferentes musculaturas durante um exercício, inclusive de musculaturas que só poderiam ser acessadas de forma invasiva, como é o caso dos flexores profundos da coluna cervical (FALLA et al., 2006).

## MEDIÇÃO DAS SOBRECARGAS INTERNAS NA COLUNA CERVICAL

Uma das áreas de pesquisa de extrema importância na Biomecânica é a mensuração das forças internas (WINTER, 2009). Estas forças agem dentro do corpo de interesse, cujo o movimento está sendo investigado, e podem ser descritas como forças musculares, tendíneas, ligamentares, discos, dentre outras (AMADIO; SERRÃO, 2007; LOSS et al., 2002b; WINTER, 2009). A medição das forças internas da coluna cervical pode se dar por meios diretos (GUDAVALLI et al., 2013; POSPIECH et al., 1999; WU et al., 2012), geralmente com uso de transdutores de forças nos discos intervertebrais *in vitro*, ou também por meios indiretos (ANDERST et al., 2013; CANDOTTI et al., 2012; VASAVADA et al., 2015a), como por exemplo com o método da dinâmica inversa *in vivo*.

A medição das forças internas da coluna cervical por meios diretos *in vitro*, foi inicialmente possibilitada com os estudos do Wilke, através do desenvolvimento de uma ferramenta (Figura 1.4) para registrar parâmetros cinéticos em um espécime de coluna cervical (WILKE et al., 1994). Posteriormente, esta mesma ferramenta foi utilizada para obter valores da pressão intradiscal com e sem força muscular simulada, através de três pares de cabos, e também em um espécime pós discectomia e fusionada entre a quarta e quinta vertebrais cervicais (POSPIECH et al., 1999).

Figura 1.4 - Instrumento de avaliação das sobrecargas interna da coluna cervical *in vitro*

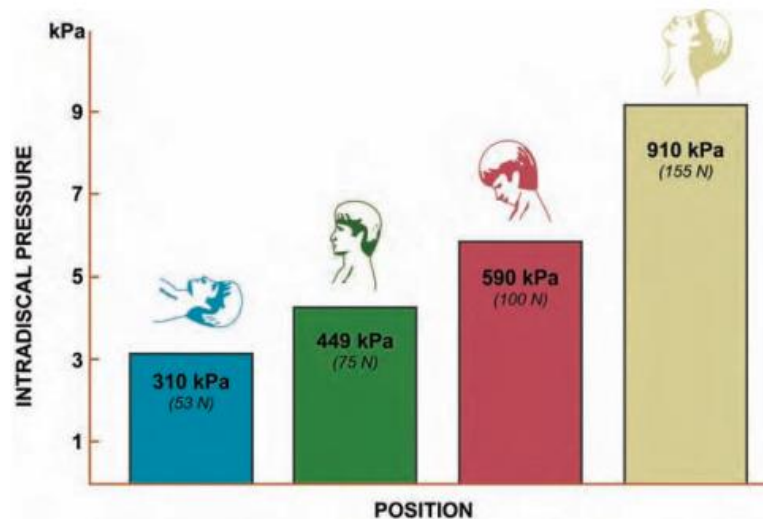


Fonte: (POSPIECH et al., 1999)



Apenas um estudo realizado por Hattori et. al (1981), realizou uma medição direta *in vivo* da pressão intradiscal cervical, através do uso de um transdutor com extensômetros montados em diafragma na ponta da agulha aplicado no terceiro e sexto discos intervertebrais cervicais avaliando diferentes movimentos da cabeça (HURTZ; EDIDIN, 2006; POSPIECH et al., 1999; HATTORI et al., 1981). Estas medições deram origem aos dados basais da pressão intradiscal em diferentes posicionamentos do pescoço. Utilizando os valores de pressão intradiscal em kPa, e assumindo uma área discal cervical de aproximadamente 1.7cm<sup>2</sup> a força aplicada ao disco durante diferentes posturas também foi calculada no estudo Hattori et. al (1981) (Figura 1.5).

Figura 1.5 - Pressão intradiscal normal na coluna cervical



Legenda: kPa (quilopascal); N (newton)

Fonte: (HURTZ; EDIDIN, 2006)

Devido às dificuldades na avaliação das forças internas da coluna cervical, por meios diretos *in vivo*, e dos riscos impostos ao sujeito que decorrem da natureza invasiva de introdução cirúrgica de transdutores de força ou pressão na coluna vertebral (AMADIO; SERRÃO, 2007; LA TORRE, 2009), alguns autores têm estimado as cargas internas da coluna cervical de forma indireta (STRAKER et al., 2009; VASAVADA et al., 2015b; ZEE et al., 2007).

As medições indiretas podem ser feitas com métodos puramente matemáticos, como modelos de elementos finitos (WEI et al., 2013; ZHANG; BAI, 2007), madymo e outros (WANG; LI; YANG, 2010). Também através de métodos matemáticos combinados com dados experimentais, como os modelos de segmentos rígidos articulados com dados cinemáticos (CANDOTTI et al., 2012), cinéticos (VASAVADA et al., 2015a) e (ou) eletromiográficos (CHOI, 2003; CHOI; VANDERBY JR, 2000). Além disso, podem ser medidas em diferentes situações do dia a dia (VASAVADA et al., 2015a) e até situações mais complexas como acidentes veiculares (WANG; LI; YANG, 2010) e pilotos de caça realizando um procedimento de ejeção (HOEK VAN DIJKE et al., 1993).

Nesta abordagem de medição indireta, o BIOMEC (Grupo de Investigação da Mecânica do Movimento da Universidade Federal do Rio Grande do Sul) vem trabalhando há anos com o método da Dinâmica Inversa o qual estima de forma indireta as forças internas do corpo em diversas situações, modelos e articulações (CANDOTTI et al., 2012; LA TORRE, 2009; LOSS et al., 2002b; TOLEDO, 2008). Com este método é possível estimar as forças e torques musculares e articulares utilizando os princípios da Mecânica *Newtoniana* e as equações de movimento translacional (Equação 1.1) e rotacional (Equação 1.2) e chamadas de “equação de equilíbrio” quando a aceleração é nula.

$$\sum F_i = m_i \cdot a_i \quad (1.1)$$

$$\sum M_i = I_i \cdot \alpha_i \quad (1.2)$$

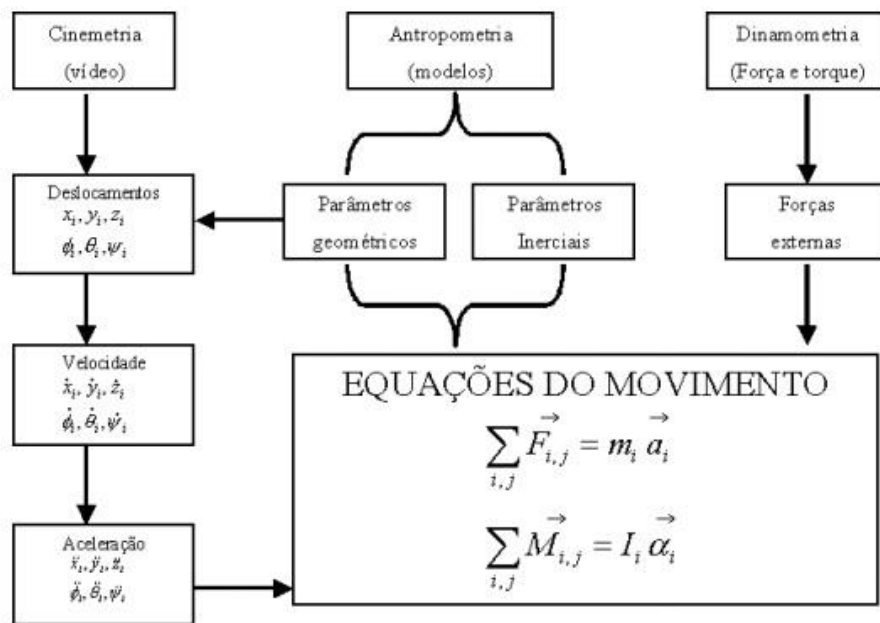
Em que:

- $i$  = Cada segmento corporal;
- $F_i$  = Forças Atuantes no segmento  $i$ ;
- $m_i$  = Massa do segmento  $i$ ;
- $a_i$  = Aceleração linear do centro de massa do segmento  $i$ ;
- $M_i$  = Momento da força em torno do eixo de rotação do segmento  $i$ ;

- $I_i$  = Momento de inércia em relação ao eixo de rotação, do segmento  $i$ ;
- $\alpha_i$  = Aceleração angular do segmento  $i$  em relação ao eixo de rotação.

Para resolver as equações de movimento (Figura 1.6), este método utiliza parâmetros cinemáticos (movimento do corpo de interesse), antropométricos (modelo biomecânico, massa e dimensões do corpo de interesse) e também cinéticos (dados de força e torque externos ao corpo) (HURTZ; EDIDIN, 2006; LA TORRE, 2009; WINTER, 2009).

Figura 1.6 - Etapas e variáveis biomecânicas para resolver as equações de movimento utilizadas no método da Dinâmica Inversa



Fonte: (LA TORRE, 2009)

Entretanto, quando se deseja estimar a força resultante para cada músculo agindo na mesma articulação, por exemplo na coluna cervical, há uma complicação chamada de problema de distribuição da força muscular (NIGG; HERZOG, 1999). Isto é causado pela redundância do sistema, diversos músculos gerando o mesmo efeito rotacional da articulação, fazendo com que haja mais incógnitas que equações para estimar a força de cada músculo (HURTZ; EDIDIN, 2006; LA TORRE, 2009; LOSS et al., 2002b; NIGG; HERZOG, 1999). Um dos meios de resolver esse problema de

distribuição é através de técnicas otimização<sup>1</sup>, as quais podem utilizar-se de valores de arquitetura muscular para definir limites de produção de força e (ou) dados eletromiográficos para que o número de variáveis desconhecidas se iguale ou seja menor que a equação de movimento (HURTZ; EDIDIN, 2006; LA TORRE, 2009; LOSS et al., 2002b; NIGG; HERZOG, 1999; VASAVADA et al., 2015a; WINTER, 2009).

Um método de quantificar a distribuição dos músculos da coluna cervical foi proposto por Choi (2003) com a utilização de oito eletrodos de avaliação eletromiográfica da musculatura do pescoço. Entretanto, o modelo apresentou os maiores erros durante a flexão lateral da coluna cervical, a qual é um dos exercícios preconizados para tratamento de cervicália.

O *software* OpenSim fornece uma plataforma na qual a comunidade biomecânica pode construir arquivos de simulações que podem ser trocados, testados, analisados e melhorados sem necessidade de programação e por meio de colaboração de múltiplas instituições que adquiriram esse *software* gratuitamente (DELP et al., 2007). Vasavada, Li e Delp (1998) quantificaram a função dos músculos da coluna cervical incorporando parâmetros antropométricos, medidos experimentalmente, com um modelo biomecânico de três dimensões desenvolvido na plataforma do OpenSim. Apesar do modelo já ter sido utilizado em diversos estudos (STRAKER et al., 2009; VASAVADA et al., 2015b; ZEE et al., 2007), a versão disponível é incompleta não apresentando os valores inerciais dos ossos, nem mesmo os centros de massa dos ossos e apresenta ainda os músculos da coluna cervical apenas do lado direito.

Uma opção ao Open Sim é o *software* de modelamento biomecânico *Biomechanics of Bodies* (BoB), que consegue estimar as cargas internas impostas em todo o corpo humano (SHIPPEN; MAY, 2010).

### *BIOMECHANICS OF BODIES (BOB)*

O BoB é uma plataforma de modelamento biomecânico do sistema neuromusculoesquelético do corpo humano, desenvolvida inteiramente no ambiente

---

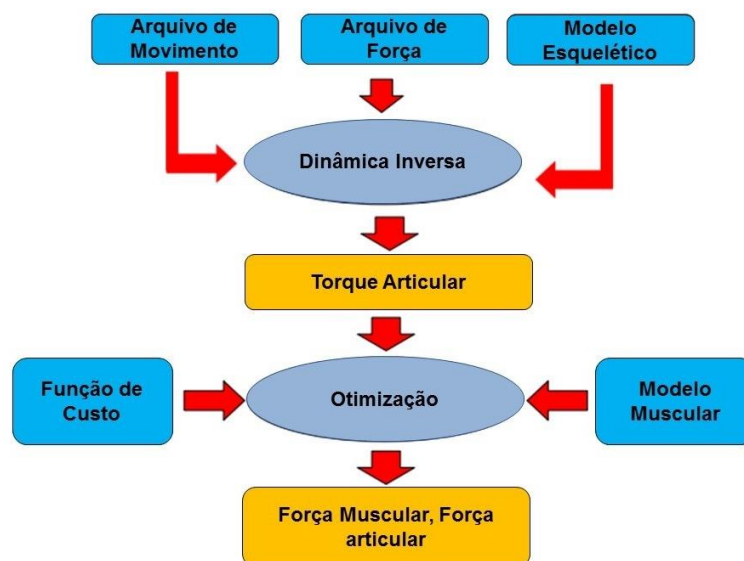
<sup>1</sup>Em matemática, otimização refere-se ao estudo de problemas em que se busca minimizar ou maximizar uma função através da escolha sistemática dos valores de variáveis reais ou inteiras dentro de um conjunto viável.

de programação MATLAB para realizar uma análise com a dinâmica inversa seguida de uma técnica de otimização, estimando e fornecendo as cargas para cada músculo, articulações e ossos (SHIPPEN; MAY, 2010, 2016).

Portanto, o BoB, pode estimar torque e força articular, assim como propor uma solução para o problema da distribuição das forças em cada musculatura agindo sobre uma articulação do corpo e é uma importante ferramenta para estimar as sobrecargas internas na coluna cervical (SHIPPEN; MAY, 2010, 2016).

O BoB estima os torques e forças articulares e musculares utilizando variáveis cinemáticas relacionadas ao movimento do corpo de interesse, cinéticas relacionadas às forças agindo no corpo, um modelo esquelético com variáveis de massa e altura definidas para cada sujeito, modelo muscular e uma função de custo utilizada para resolver o problema da distribuição (Figura 1.7).

Figura 1.7 - Etapas de resolução da Dinâmica Inversa pelo *Software Biomechanics of Bodies*



Fonte: Adaptado de (SHIPPEN, 2016)

O modelo esquelético do BoB é um modelo de corpo inteiro, composto por 36 segmentos rígidos articulados representando as principais articulações do corpo (glenohumeral, coxofemoral, cervicotorácica...) respeitando cada artrocinemática em particular (dobradiça para cotovelo, esférica para quadril). O modelo utiliza os valores

antropométricos, em porcentagem da massa corporal, segundo valores da literatura (Quadro 1.1) (HALEY, 1988; WINTER, 2009).

Quadro 1.1 - Valores antropométricos utilizados no BoB

**Valores\* antropométricos definidos por segmentos:**

<b>Cabeça</b>	5.30%
<b>Pescoço</b>	1.30%
<b>Tórax</b>	30.60%
<b>Abdômen</b>	2.90%
<b>Pelve</b>	14.50%
<b>Braço</b>	2.50%
<b>Antebraço</b>	1.70%
<b>Mão</b>	0.60%
<b>Coxa</b>	12.00%
<b>Panturrilha</b>	4.70%
<b>Pé</b>	1.20%

\*Valores em porcentagem do peso corporal

Fonte: (HALEY, 1988)

Quanto ao modelo muscular, ele é constituído por mais de 600 feixes musculares. No entanto por não ter uma solução única devido a vários músculos agindo para um mesmo movimento na mesma articulação, o BoB utiliza um método de otimização (Equação 1.3) para resolver o problema de distribuição da força muscular (NIGG; HERZOG, 1999). Este método de otimização (POWELL, 1978) é utilizado para reduzir a ativação máxima dos músculos reduzindo a propensão de fadiga, a qual é justificada fisiologicamente e para fazer isso ele minimiza a soma dos quadrados das forças musculares (SHIPPEN; ALEXANDER; MAY, 2017; SHIPPEN; MAY, 2010, 2016).

$$\text{minimizar } \sum_{i=1}^n \left( \frac{F_i}{F0_i} \right)^2 \quad (1.3)$$

Em que:

- $i$  = cada um dos músculos agindo em uma mesma articulação;
- $n$  = quantidade de músculos considerados na articulação em questão

- $F_i$  = Força muscular estimada para o músculo  $i$ ;
- $F0_i$  = Máxima força muscular atribuída para o músculo  $i$ ;

Associado a este método, algumas condições devem ser seguidas para o uso deste método de otimização (POWELL, 1978; SHIPPEN; MAY, 2016):

- Condições de igualdade: Os torques externos devido às forças externas e os valores inerciais do segmento tem de se igualar ao torque dos músculos de cada articulação;
- Condições de desigualdade: A força muscular tem que agir em um único sentido, já que fisiologicamente músculos não conseguem empurrar; e também deve ser menor do que a máxima força que o músculo pode gerar.

Os dados cinemáticos coletados para cada indivíduo e para cada situação são armazenados em um arquivo específico para que o BoB calcule os ângulos articulares (Quadro 1.2).

Quadro 1.2 - Articulações do *Biomechanics of Bodies*

<b>Articulação</b>	<b>Definição</b>
<b>Pescoço</b>	Movimento da cabeça em relação ao tórax
<b>Esternoclavicular Direita</b>	Movimento esternoclavicular direita
<b>Esternoclavicular Esquerda</b>	Movimento esternoclavicular esquerdo
<b>Ombro Direito</b>	Movimento ombro direito
<b>Ombro Esquerdo</b>	Movimento ombro esquerdo
<b>Cotovelo Direito</b>	Movimento cotovelo direito
<b>Cotovelo Esquerdo</b>	Movimento cotovelo esquerdo
<b>Punho Direito</b>	Movimento punho direito
<b>Punho Esquerdo</b>	Movimento punho esquerdo
<b>Lombar</b>	Movimento do tórax em relação a pelve
<b>Quadril Direito</b>	Movimento quadril direito
<b>Quadril Esquerdo</b>	Movimento quadril esquerdo
<b>Joelho Direito</b>	Movimento joelho direito
<b>Joelho Esquerdo</b>	Movimento joelho esquerdo
<b>Tornozelo Direito</b>	Movimento tornozelo direito
<b>Tornozelo Esquerdo</b>	Movimento tornozelo esquerdo
<b>Pelve Translação X</b>	Deslocamento da pelve ao longo do eixo X
<b>Pelve Translação Y</b>	Deslocamento da pelve ao longo do eixo Y
<b>Pelve Translação Z</b>	Deslocamento da pelve ao longo do eixo Z
<b>Pelve Rotação X</b>	Rotação da pelve sobre o eixo X
<b>Pelve Rotação Y</b>	Rotação da pelve sobre o eixo Y
<b>Pelve Rotação Z</b>	Rotação da pelve sobre o eixo Z

Fonte: (SHIPPEN, 2016)

Os dados cinéticos representativos dos valores das forças e torques agindo no BoB são armazenados em outro arquivo. Estas forças podem vir da interação com equipamentos e (ou) implementos (halter, faixa elástica...), além disso também podem vir das forças de reação do solo quantificada pela plataforma de força e ou por uma abordagem cinemática (SHIPPEN; MAY, 2012).

Nesse contexto, essa dissertação foca em investigar as sobrecargas internas e eletromiografia do pescoço durante diferentes exercícios de fortalecimento cervical. Com isso será possível fornecer subsídios para uma escolha adequada sobre quais exercícios tem os melhores efeitos mecânicos nas adaptações funcionais da cervicgia crônica. Portanto, será investigado qual exercício gera a maior força dos flexores profundos da coluna cervical, com uma menor força dos flexores superficiais, investigando também a sobrecarga articular da coluna cervical baixa; com isso compreender a mecânica dos exercícios cervicais e identificar o que tem o melhor



efeito desejado ao dar enfoque a estes músculos profundos podendo assim acelerar o tratamento desta alteração que hoje em dia é considerada um problema global.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AMADIO, Alberto Carlos; SERRÃO, Júlio Cerca. Contextualização da biomecânica para a investigação do movimento: fundamentos, métodos e aplicações para análise da técnica esportiva. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**, [s. l.], v. 21, n. esp, p. 61–85, 2007. Disponível em: <<http://www.revistas.usp.br/rbefe/article/view/16665>>

AMIRI ARIMI, Somayeh et al. The Effect of Different Exercise Programs on Size and Function of Deep Cervical Flexor Muscles in Patients With Chronic Nonspecific Neck Pain. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, [s. l.], v. 96, n. 8, p. 582–588, 2017. Disponível em: <<http://insights.ovid.com/crossref?an=00002060-201708000-00010>>

ANDERST, William J. et al. Subject-specific inverse dynamics of the head and cervical spine during in vivo dynamic flexion-extension. **Journal of biomechanical engineering**, United States, v. 135, n. 6, p. 61007–61008, 2013.

BASMAJIAN, John V; DE LUCA, Carlo J. **Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography**. 5. ed. Baltimore: Williams and Wilkins, 1985.

BLANPIED, Peter R. et al. Neck Pain: Revision 2017. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, [s. l.], v. 47, n. 7, p. A1–A83, 2017. Disponível em: <<http://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.2017.0302>>

BURNETT, Angus F. et al. A comparison of training methods to increase neck muscle strength. **Work (Reading, Mass.)**, [s. l.], v. 25, n. 3, p. 205–210, 2005.

CANDOTTI, C. T. et al. - Mechanical overload on the cervical spine based on cyclist position estimated from inverse dynamics technique. [s. l.], v. 23, n. 4, p. 598, 2012.

CHILDS, John D. et al. Neck Pain. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, [s. l.], v. 38, n. 9, p. A1–A34, 2008. Disponível em: <<http://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.2008.0303>>

CHOI, H. - Quantitative assessment of co-contraction in cervical musculature. [s. l.], v. 25, n. 2, p. 140, 2003.

CHOI, H.; VANDERBY JR, R. - Muscle forces and spinal loads at C4/5 level during isometric voluntary efforts. [s. l.], v. 32, n. 4, p. 838, 2000.

COHEN, Steven P. Epidemiology, diagnosis, and treatment of neck pain. **Mayo Clinic Proceedings**, [s. l.], v. 90, n. 2, p. 284–299, 2015. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.mayocp.2014.09.008>>

COLEMAN, Jemma L. An Electromyographic Comparison of Neck Conditioning Exercises Edith Cowan University. [s. l.], 2004.

DIELEMAN, Joseph L. et al. US Spending on Personal Health Care and Public Health, 1996-2013. **Jama**, [s. l.], v. 316, n. 24, p. 2627, 2016. Disponível em: <<http://jama.jamanetwork.com/article.aspx?doi=10.1001/jama.2016.16885>>

FALLA, D. et al. Location of innervation zones of sternocleidomastoid and scalene muscles – a basis for clinical and research electromyography applications. **Clinical Neurophysiology**, [s. l.], v. 113, n. 1, p. 57–63, 2002. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1388245701007088>>. Acesso em: 3 abr. 2017.

FALLA, D. et al. Further evaluation of an EMG technique for assessment of the deep cervical flexor muscles. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, [s. l.], v. 16, n. 6, p. 621–628, 2006.

FALLA, Deborah et al. Effect of neck exercise on sitting posture in patients with chronic neck pain. **Physical therapy**, [s. l.], v. 87, n. 4, p. 408–417, 2007. Disponível em: <<http://ptjournal.apta.org/content/87/4/408.long%5Cnpapers2://publication/doi/10.2522/ptj.20060009>>

FALLA, Deborah et al. People With Chronic Neck Pain Walk With a Stiffer Spine. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, [s. l.], v. 47, n. 4, p. 1–33, 2017. Disponível em: <<http://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.2017.6768>>

FALLA, Deborah; BILENKIJ, Gina; JULL, Gwendolen. Patients with chronic neck pain demonstrate altered patterns of muscle activation during performance of a functional upper limb task. **Spine**, [s. l.], v. 29, n. 13, p. 1436–1440, 2004.

FIELD, Sandra; TRELEAVEN, Julia; JULL, Gwendolen. Standing balance: A comparison between idiopathic and whiplash-induced neck pain. **Manual Therapy**, [s.

l.], v. 13, n. 3, p. 183–191, 2008. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1356689X07000021?np=y&npKey=2d8043d8346cdf0af1f8f3e1d0b3cd916cf7dcdf8a676f264502c87c0d378237>>.

Acesso em: 4 jun. 2017.

GENEEN, Louise J. et al. Physical activity and exercise for chronic pain in adults: an overview of Cochrane Reviews. In: GENEEN, Louise J. (Ed.). **Cochrane Database of Systematic Reviews**. Chichester, UK: John Wiley & Sons, Ltd, 2017.

GROSS, Anita et al. Exercises for mechanical neck disorders ( Review ) Exercises for mechanical neck disorders. **Cochrane Database of Systematic Reviews**, [s. l.], n. 1, 2015.

GUDAVALLI, Maruti Ram et al. Effect of Sampling Rates on the Quantification of Forces, Durations, and Rates of Loading of Simulated Side Posture High-Velocity, Low-Amplitude Lumbar Spine Manipulation. **Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics**, [s. l.], v. 36, n. 5, p. 261–266, 2013.

HALEY, Joe. Anthropometry and mass distribution for human analogues. volume 1. military male aviators. **Aerospace Medical Research Lab Wright-Patterson ...**, [s. l.], n. 88, p. 33–38, 1988.

HAMMER, Christine; HELLER, Joshua; KEPLER, Christopher. Epidemiology and pathophysiology of cervical disc herniation. **Seminars in Spine Surgery**, [s. l.], v. 28, n. 2, p. 64–67, 2016. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1040738315001306>>. Acesso em: 8 maio. 2017.

HATTORI, S. et al. Cervical Intradiscal Pressure in Movements and Traction of the Cervical Spine. **Zeitschrift fur Orthopadie**, [s. l.], v. 119, p. 568–569, 1981.

HOEK VAN DIJKE, G. A. et al. - Analysis of biomechanical and ergonomic aspects of the cervical spine in F-16 flight situations. [s. l.], v. 26, n. 9, p. 1025, 1993.

HOY, D. et al. The global burden of low back pain: estimates from the Global Burden of Disease 2010 study. **Annals of the Rheumatic Diseases**, [s. l.], v. 73, n. 6, p. 968–974, 2014.

HOY, D. G. et al. The epidemiology of neck pain. **Best practice & research. Clinical**

**rheumatology**, [s. l.], v. 24, n. 6, p. 783–92, 2010. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1521694211000246>>. Acesso em: 28 jan. 2015.

HURTZ, Steven; EDIDIN, Avram. **Spine: Technology Handbook**. [s.l: s.n.]. v. 53

JULL, G. A. et al. The effect of therapeutic exercise on activation of the deep cervical flexor muscles in people with chronic neck pain. **Manual Therapy**, [s. l.], v. 14, n. 6, p. 696–701, 2009. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1356689X09000885>>. Acesso em: 1 abr. 2017.

KAPANDJI, A. **Fisiologia articular**. [s.l: s.n.].

LA TORRE, Marcelo. **DESENVOLVIMENTO DE UM MACROMODELO BIOMECÂNICO TRIDIMENSIONAL DA COLUNA VERTEBRAL DURANTE TAREFAS DE LEVANTAMENTO**. 2009. UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL, [s. l.], 2009.

LOSS, Jefferson Fagundes et al. Quantificação da resistência oferecida por bandas elásticas. **Revista Brasileira de Ciências do Esporte**, [s. l.], v. 24, n. 1, p. 61–72, 2002. a.

LOSS, Jefferson Fagundes et al. Cálculo de forças e momentos articulares resultantes pelo método da dinâmica inversa. **Revista Brasileira de Ciências do Esporte**, [s. l.], v. 23, n. 3, p. 93–104, 2002. b.

LOSS, JF; CANDOTTI, CT. Comparative study between two elbow flexion exercises using the estimated resultant muscle force. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, [s. l.], v. 12, n. 6, p. 502–510, 2008.

MELO, Mônica de Oliveira et al. Effects of added elastic tubes on open-chain knee extensor strength training. **Sports Biomechanics**, [s. l.], v. 12, n. 2, p. 195–203, 2013. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23898691>>

MILLER, Jordan et al. Manual therapy and exercise for neck pain: A systematic review. **Manual Therapy**, [s. l.], v. 15, n. 4, p. 334–354, 2010. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.math.2010.02.007>>

MIRANDA, IA; FACCHINI, DANIEL; MANFIO, ELIANE. Influence of the cervical spine

manipulation in the neck disability index in patients with chronic neck pain: A preliminary study. **Manual Therapy, Posturology & Rehabilitation Journal**, [s. l.], v. 13, n. August, p. 1–5, 2015.

MIRANDA, Iã Ferreira; FACCHINI, Daniel; MANFIO, Eliane Fátima. Influence of Cervical Spine Manipulation on Neck Joint Position Sense error in patients with chronic neck pain. **Manual Therapy, Posturology & Rehabilitation Journal**, [s. l.], v. 14, n. December, p. 1–8, 2016.

MURRAY, Mike et al. Specific exercise training for reducing neck and shoulder pain among military helicopter pilots and crew members: a randomized controlled trial protocol. **BMC musculoskeletal disorders**, [s. l.], v. 16, p. 198, 2015. Disponível em: <<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=4544796&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>>

NETTO, Kevin J.; BURNETT, Angus F. Reliability of normalisation methods for EMG analysis of neck muscles. **Work (Reading, Mass.)**, [s. l.], v. 26, n. 2, p. 123–130, 2006.

NETTO, Kevin J.; BURNETT, Angus F.; COLEMAN, Jemma L. Neck exercises compared to muscle activation during aerial combat maneuvers. **Aviation Space and Environmental Medicine**, [s. l.], v. 78, n. 5 I, p. 478–484, 2007.

NIGG, Benno M.; HERZOG, Walter. **Biomechanics of the Musculo-skeletal System**. 3rd. ed. [s.l: s.n.].

NIGG, Benno Maurus; HERZOG, Walter. **Biomechanics of the musculo-skeletal system**. [s.l.] : Wiley New York, 1999. v. 192

PAGE, Phillip; FRANK, Clare; LARDNER, Robert. **Assessment and Treatment of Muscle Imbalance: The Janda Approach**. [s.l.] : Human Kinetics, 2010.

PAUW, R. De et al. Does muscle morphology change in chronic neck pain patients? – A systematic review. **Manual Therapy**, [s. l.], 2016. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.math.2015.11.006>>

POSPIECH, J. et al. Intradiscal pressure recordings in the cervical spine. **Neurosurgery**, UNITED STATES, v. 44, n. 2, p. 375–379, 1999.

POWELL, M. J. D. THE CONVERGENCE OF VARIABLE METRIC METHODS FOR NONLINEARLY CONSTRAINED OPTIMIZATION CALCULATIONS BT - Nonlinear

Programming 3. In: [s.l.] : Academic Press, 1978. p. 27–63.

SHIPPEN, James. **Biomechanics of Bodies (BoB)MathWorks**, 2016. Disponível em:

<[http://www.mathworks.com/products/connections/product\\_detail/product\\_94246.html](http://www.mathworks.com/products/connections/product_detail/product_94246.html)>

SHIPPEN, James; ALEXANDER, Paul; MAY, Barbara. A Novel Biomechanical Analysis of Horticultural Digging. **HortTechnology**, [s. l.], v. 27, n. 6, p. 746–753, 2017.

Disponível em:

<<http://horttech.ashspublications.org/lookup/doi/10.21273/HORTTECH03800-17>>

SHIPPEN, James M.; MAY, Barbara. Calculation of muscle loading and joint contact forces during the rock step in Irish dance. **Journal of dance medicine & science**, [s. l.], v. 14, n. 1, p. 11–18, 2010.

SHIPPEN, James; MAY, Barbara. A kinematic approach to calculating ground reaction forces in dance. **Journal of dance medicine & science**, [s. l.], v. 16, p. 39, 2012.

SHIPPEN, James; MAY, Barbara. BoB – biomechanics in MATLAB. **Proceedings of 11th International Conference Biomdlore 2016**, [s. l.], p. 11–13, 2016. Disponível em:

<<http://biomdlore.vgtu.lt/index.php/biomdlore/2016/paper/view/78>>

SOMMERICH, C. M. et al. Use of surface electromyography to estimate neck muscle activity. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, [s. l.], v. 10, n. 6, p. 377–398, 2000.

STENNEBERG, Martijn S. et al. To What Degree Does Active Cervical Range of Motion Differ Between Patients With Neck Pain, Patients With Whiplash, and Those Without Neck Pain? A Systematic Review and Meta-Analysis. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, [s. l.], v. 98, n. 7, p. 1407–1434, 2017. Disponível em:

<<http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr.2016.10.003>>

STRAKER, L. M. et al. Effect of visual display height on modelled upper and lower cervical gravitational moment, muscle capacity and relative strain. **Ergonomics**, [s. l.], v. 52, n. 2, p. 204–221, 2009.

TOLEDO, J. M. Determinação do momento proximal resultante e da força proximal resultante no ombro em exercícios de reabilitação com três diferentes situações de

carga. **Programa de Pós-graduação em Ciências do Movimento Humano**, [s. l.], 2008.

VASAVADA, Anita N. et al. Gravitational demand on the neck musculature during tablet computer use. **Ergonomics**, England, v. 58, n. 6, p. 990–1004, 2015. a.

VASAVADA, Anita N. et al. Gravitational demand on the neck musculature during tablet computer use. **Ergonomics**, [s. l.], v. 58, n. 6, p. 990–1004, 2015. b.

VASAVADA, Anita N.; LI, Siping; DELP, Scott L. Influence of muscle morphometry and moment arms on the moment-generating capacity of human neck muscles. **Spine**, [s. l.], v. 23, n. 4, p. 412–422, 1998.

WANG, Fang; LI, Guibing; YANG, Jikuang. A review of some available human neck finite element models in vehicle crash conditions. **Proceedings - 2010 International Conference on Optoelectronics and Image Processing, ICOIP 2010**, [s. l.], v. 1, p. 104–107, 2010.

WEI, Wei et al. Straightened cervical lordosis causes stress concentration: a finite element model study. **Australasian physical & engineering sciences in medicine / supported by the Australasian College of Physical Scientists in Medicine and the Australasian Association of Physical Sciences in Medicine**, Netherlands, v. 36, n. 1, p. 27–33, 2013.

WHITE, Augustus A.; PANJABI, Manohar M. **Clinical Biomechanics of the Spine**. 2. ed. Philadelphia: JB Lippincot, 1990.

WILKE, H. J. et al. A universal spine tester for in vitro experiments with muscle force simulation. **European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society**, [s. l.], v. 3, n. 1994, p. 91–97, 1994.

WINTER, David A. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**. [s.l.: s.n.]. v. 2nd Disponível em:  
<<http://doi.wiley.com/10.1002/9780470549148%5Cnhttp://www.amazon.com/Biomechanics-Motor-Control-Human-Movement/dp/047144989X%5Cnhttp://doi.wiley.com/10.1002/9780470549148>>

WU, Li-Ping et al. Influence of Cervical Spine Position, Turning Time, and Cervical



Segment on Cadaver Intradiscal Pressure During Cervical Spinal Manipulative Therapy. **Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics**, [s. l.], v. 35, n. 6, p. 428–436, 2012. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0161475412001182>>. Acesso em: 20 mar. 2017.

ZEE, M. De et al. A detailed rigid-body cervical spine model based on inverse dynamics. **Journal of Biomechanics**, [s. l.], v. 40, n. July, p. 2007, 2007. Disponível em: <<http://scholar.google.com/scholar?hl=en&btnG=Search&q=intitle:A+detailed+rigid-body+cervical+spine+model+based+on+inverse+dynamics#0>>

ZHANG, Hao; BAI, Jing. Development and validation of a finite element model of the occipito-atlantoaxial complex under physiologic loads. **Spine**, United States, v. 32, n. 9, p. 968–974, 2007.

## **CAPÍTULO II - INDIVIDUALS WITH CHRONIC NECK PAIN HAVE LOWER NECK STRENGTH THAN HEALTHY CONTROLS: A SYSTEMATIC REVIEW WITH META-ANALYSIS**

### **ABSTRACT**

The aim is to verify if there is difference in neck strength between healthy individuals and individuals with neck pain. Three bibliographic databases were searched. Two independent reviewers selected relevant full articles comparing neck strength or neck moment between healthy and individuals with acute neck pain and/or chronic neck pain and/or whiplash. Two independent reviewers extracted the data from the full articles selected. A quantitative approach was used to assess standardized mean differences in neck strength based on a random-effects model moreover a qualitative approach was also used. The search returned 3554 results; 20 articles were included in the qualitative analysis, and 15 articles were evaluated quantitatively. The chronic neck pain group showed lower neck strength compared to healthy individuals. The standardized mean difference was -0.90 (95% CI = -1.13, -0.67) for flexion; -0.79 (95% CI = -0.99, -0.60) for extension; -0.74 (95% CI = -1.03, -0.45) for right lateral flexion; and -0.75 (95% CI = -1.04, -0.46) for left lateral flexion. The search returned no studies focused on acute or subacute neck pain. Based on this meta-analysis, individuals with chronic neck pain have lower neck strength for flexion, extension, and the lateral flexion of the neck than healthy controls.

**Key words:** Neck pain; strength; kinetics; meta-analysis

## INTRODUCTION

The physical, psychological, and socioeconomic impacts of neck pain have been increasing in recent years. It is estimated that 30 to 50% of the world's population will suffer from neck pain at some stage of life,<sup>1,2</sup> and neck pain is the world's fourth-leading cause of years lost due to disability.<sup>3</sup> The economic resources spent on neck pain and low back pain have been assessed in the United States as the third-largest area of public health spending, leading to an estimated cost of \$87.6 billion in that country alone in 2013.<sup>4</sup> The main risk factors associated with neck pain are: being female, history of low back pain, emotional problems, high demands of work, and being a smoker.<sup>2,5</sup>

Several functional changes in the musculoskeletal tissue can be identified as causes or consequences of neck pain.<sup>6</sup> Authors have suggested that there is a decrease in the neck's range of motion on all planes of movement in individuals with chronic neck pain, compared to healthy control subjects.<sup>7</sup> Regarding neck muscles' morphology, there is some evidence that morphological changes occur in the neck musculature in individuals with chronic neck pain, such as a reduction of the cross-sectional area in most of the neck's muscles.<sup>8</sup> Moreover, in individuals with whiplash associated disorders (WAD), there is an increase in the cross-sectional area of the deep flexors and suboccipital muscles, a phenomenon possibly explained by the accumulation of intramuscular fat due to the disorder.<sup>8</sup> In addition to these morphological changes, decreases in the electromyographic activity of the deep neck flexors during the cranio-cervical flexion test,<sup>9</sup> deficits in the neck joint position sense, postural control, and gait<sup>6</sup> have also been associated with neck pain.

Associated with these functional and morphological changes in individuals with neck pain, it is possible that neck strength decreases in individuals with neck pain. Even though there are already suggestions that there is an improvement in the strength and resistance of the neck musculature after an intervention with neck exercises in individuals with neck pain,<sup>10-12</sup> it remains unclear whether this improvement in strength and resistance can be effectively relevant for clinical practice and neck function. This uncertainty is due to the fact that some studies have shown a decrease in the neck strength of individuals with neck pain compared to healthy individuals,<sup>13-15</sup> while other studies do not show these reductions.<sup>16-18</sup> With this in mind, there is a doubt if there are significant changes in the neck strength of individuals with neck pain.

In addition to identifying whether there is a difference in neck strength in individuals with neck pain compared to those without pain, it is also important to quantify this possible difference, in order to promote better interventions to increase neck strength in individuals with neck pain, since neck strength and resistance may be associated with improvement of pain and neck disability.<sup>10–12</sup> The aim of this systematic review was to verify if there is a difference in neck strength between healthy individuals and individuals with acute, chronic neck pain and WAD and to quantify this difference. We hypothesize that individuals with neck pain have lower neck strength than healthy controls.

## METHODOLOGY

### Protocol and registry

This study is a systematic review; it was previously registered in Prospero under protocol number CRD42017081502. We also followed the Moose recommendations for systematic reviews and meta-analyses of observational studies<sup>19</sup> and the *Cochrane Handbook for Systematic Reviews* (hereafter, *Cochrane Handbook*) recommendations.<sup>20</sup>

### Eligibility Criteria

Articles included for review all compare neck strength or torque between healthy individuals and individuals with acute and/or chronic neck pain and/or WAD. Articles were included respecting the following patient, exposure, outcomes, and study type (PEOT) criteria:<sup>19</sup>

Population: Individuals with acute, chronic neck pain and disorders associated with whiplash injury with no age or gender restrictions; moreover, the population should not belong to any specific population group with greater chances for neck pain (e.g., military pilots or high-performance athletes);

Exposure: People who have had their neck strength or torque assessed with any instruments, such as dynamometric instruments (isokinetics, load cells, handheld

dynamometers, and multi cervical units, among others) that assess isometric, isokinetic, and/or dynamic neck strength or torque;

Outcome: Neck strength and/or torque; and,

Study type: Observational studies comparing healthy individuals and individuals with neck pain.

Only full articles published in English, Portuguese, or Spanish were included in the study. Articles that evaluated neck strength and/or torque with biomechanical models or cadaveric models were excluded from this review. Further, studies that did not present an abstract in the searched databases, or for which it was not possible to find the full article text even after direct contact with the author, were also excluded.

### **Information sources**

The search was performed in a systematic way according to the recommendations of the *Cochrane Handbook*.<sup>20</sup> We searched the PubMed, Embase, and Scopus databases and conducted a manual search of the references lists from retrieved articles to locate additional relevant publications.

### **Search strategy**

The search strategy was carried out respecting the structured vocabularies according to each of the databases and using synonyms. These words were derived from the PEOT research question. The search strategies for each database can be viewed in Supplementary Material 1.

### **Study selection**

Two independent researchers (IFM, ESWN) selected the potentially relevant studies by screening the titles and abstracts and, when these were insufficient for

selection purposes, by reading the full article. After selecting and reading the studies, discordant cases were resolved by consensus or by a third researcher (JFL).

### **Data extraction**

The data extracted from the studies consisted of: general study information; characteristics of the neck pain sample; characteristics of the control sample; characteristics of the evaluation process; results; and authors' conclusions. After two researchers (IFM, GAB) completed their extractions independently, they compared information to identify possible extraction errors. Discordant cases were solved by consensus or by a third evaluator (JFL).

### **Outcomes**

The primary outcomes of this study deal with isometric, isokinetic, or dynamic neck strength and/or moment in any plane of motion.

### **Assessment of methodological quality**

Two independent researchers (IFM, WD) evaluated the individual studies' methodological quality. Based on the assumption that it is recommended that researchers customize tools for the evaluation of methodological quality to focus on the context of the study of interest,<sup>20,21</sup> a checklist based on the Newcastle-Ottawa scale<sup>22</sup> and following the recommendations of the *Cochrane Handbook*<sup>20</sup> was used.

For the methodological quality assessment, the following criteria were used: selection bias, performance bias, detection bias, and sampling bias (Table 2.1). The eight items of this tool were categorized as "low risk of bias" or "high risk of bias." Question 1 is associated with the description of the neck pain group, in terms of the duration of pain, assessment scales used, and type of neck pain (chronic pain, acute, traumatic or not). Question 2 described the control group as being healthy and pain-free and was related to the assessment scales used. Question 3 related to the inclusion and exclusion criteria and whether they were adequately described. Question 4 asked

if the neck strength assessment was described properly, if the participants were in a proper position during the evaluation, and if the assessment was equal in both groups. Question 5 addressed whether the values of the precision of the neck strength evaluation were presented, whether the precision values were evaluated during the study, or if the values were cited in the studies that conducted the precision evaluations. Question 6 asked if the neck strength assessors were blinded. Question 7 investigated if it is possible that intervening variables, such as each group's weight, height, age, or head circumference, were presented. Question 8 was concerned with whether a sample size estimation was performed in the study.

To define the methodological quality of the study, and consequently the risk of bias, a cut-off point equal to six or more points was arbitrarily adopted as the classifier for a low risk of bias. A study scoring below six points was considered to have a high risk of bias. No weights were applied among the criteria, and each item classified as low risk of bias received one point. Discordant cases were resolved by consensus or through a third-party evaluator (JFL).

Table 2.1 - Assessment of methodological quality

<b>Methodological quality questions</b>
1. Was the case definition adequate? (selection bias)
2. Was the control definition adequate? (selection bias)
3. Was there an adequate description of the inclusion and exclusion criteria? (selection bias)
4. Was the measurement procedure description adequate? (information bias)
5. Was a reproducible test used? (information bias)
6. Was the outcome assessment blinded to the exposure status? (information bias)
7. Were the possible intervening variables presented? (information bias)
8. Was a sample size estimation conducted in order to calculate the minimum number of participants? (sampling bias)

### **Data synthesis and meta-analysis**

A quantitative approach was used to analyze the data using neck strength and/or torque as a continuous outcome. Because there are several measures and

instruments for strength and torque, the effect measure used was the standardized mean difference. The analysis was done with a 95% confidence interval using a random effects model and taking into account the possibility of unexplained heterogeneity. Heterogeneity was evaluated via the inconsistency test ( $I^2$ ). The percentage values in the inconsistency ( $I^2$ ) are defined as “low” heterogeneity at around 25%, “medium” around 50%, and “high” at 75%.<sup>23</sup> The data for each study were analyzed using Review Manager 5.3 and plotted in a forest plot.

Heterogeneities above 50% were explained via subgroup analysis by type of disease (chronic neck pain, acute neck pain, and WAD) and by sensitivity analysis. Sensitivity analysis was completed excluding outlier studies or studies that presented important clinical or methodological discrepancies from the others. For the outliers' evaluations, we performed an exploratory analysis on the effect measures of each included study using a box plot in SPSS 22.0 software. Therefore, studies that were located 1.5 times the interquartile range (IQR) of the nearest quartile were considered outliers.<sup>24</sup>

Outcomes with  $I^2$  above 50% not explained by a subgroup or sensitivity analysis were evaluated with a qualitative approach; therefore, they were not presented in the forest plot. For conclusions rooted in the qualitative approach, the strength of evidence was based on the Best Evidence Synthesis and classified into five levels of evidence.<sup>2,25</sup>

- Strong evidence: Consistent findings from multiple high-quality observational studies;
- Moderate evidence: Findings from a single high-quality observational study or multiple low-quality observational studies;
- Weak evidence: Only one low-quality observational study;
- Conflicting evidence: Inconsistent and contradictory results from multiple observational studies;
- No evidence: No studies identified.



## **Additional analyses**

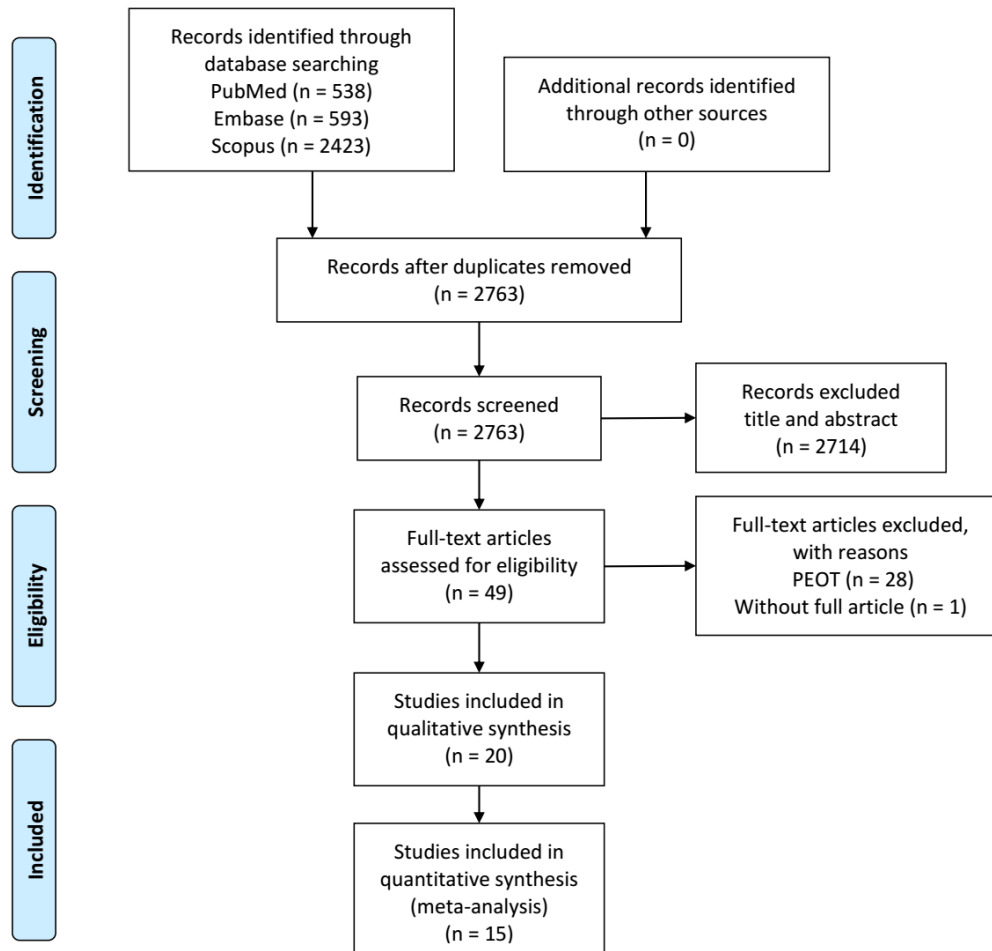
Additional analyses were completed only on studies that used strength measures force units (such as Newtons or kilograms converted to Newtons) to quantify the neck strength of individuals with chronic neck pain and healthy control subjects. For this task, both meta-analyses and sensitivity analyses were performed in the same way described previously; however, we used the mean difference as a measurement effect of the mean difference. Thus, it was possible to quantitatively discern, in Newtons, the difference in neck strength between individuals with chronic neck pain and healthy control subjects.

## **RESULTS**

### **Study selection**

Our systematic search yielded 3554 studies. After removing duplicate studies and reading all titles and abstracts, a total of 49 potential studies were read in their entirety; all were published in English. After reading the full articles, 30 studies were removed based on eligibility criteria (e.g., congress abstract, letter to editor, sample with military pilots, duplicated data, unhealthy subjects in control group) and another study was removed because it was not possible to find its full-text version, even after contacting the authors. In total, 20 studies were included in the quantitative analysis. Five<sup>16,26-29</sup> were excluded from the meta-analysis, but were evaluated using a qualitative approach. In total, 15 studies were evaluated quantitatively (Figure 2.1). Furthermore, no study was included based on our manual searches.

Figure 2.1 - Study selection flow diagram



## Study characteristics

### Population

Only two studies<sup>28,29</sup> evaluated cases with WAD, and both classified participants as Quebec Task Force (QTF) I or II. The remaining studies evaluated individuals with chronic neck pain. No study was found evaluating individuals with acute or subacute neck pain. Of the 608 subjects evaluated, 410 were identified by sex (78.8% female, 21.2% male). The average age of the participants ranged from 22.8 (3.5)<sup>16</sup> to 49.7 (10.7)<sup>30</sup> years old, and the mean neck disability of the neck pain group ranged from 8.1 (5.7)<sup>29</sup> to 22.8 (5.2),<sup>27</sup> which was classified as mild to severe.<sup>31</sup>

In all studies, members of the control groups were classified as healthy, without neck pain, asymptomatic, or without neck pain for a certain period of time (three months to two years). The average age of participants in the control groups ranged from 22.1 (3.9)<sup>32</sup> to 48.71 (12.02)<sup>30</sup> years old. All studies that used the Neck Disability Index to classify the control group were classified as having no disability, or values less than or equal to 4 on a scale of 0 to 50 points (Table 2.2).

## Measurements

Several instruments with several means of evaluations were used in these 20 studies. Four studies<sup>15,16,33,34</sup> used a handheld dynamometer; six<sup>28,32,35-38</sup> used a multi cervical unit, a commonly used instrument to assess neck strength; and only one study<sup>39</sup> used an isokinetic dynamometer from Biodex Corp. (Shirley, NY). Two studies,<sup>26,27</sup> both from the same first author, used a dynamometer of their own that was built to evaluate cranio-cervical strength. The other studies used non-specific devices with dynamometers<sup>13,29,40-43</sup> or other types of instruments.<sup>30</sup> Most of the instruments used underwent a validation process, either in the study itself or as cited in another study.

## Outcomes

In all 20 studies, the evaluations were isometric. The main neck strength outcome was measured in terms of force in 80% of the studies, while only 25% measured moment, and only 15% measured both variables (Table 2.2). It is important to emphasize that the isometric evaluation of the neck is greatly dependent on the position of the dynamometer on the participant's head (see Figure 2.6, in the discussion). So, it was assumed that the dynamometer was positioned in the same position for both groups (neck pain and healthy) and in all articles. Most of the studies performed the evaluations in several planes of movement (flexion, extension, lateral flexion, rotation, head protraction, and retraction), and flexion-extension was performed in 80% of the studies. The main outcomes were found in Newtons, kilograms, Newton-meters, or normalized by weight. The sternocleidomastoid strength<sup>16</sup> was found in a specific study and consisted of a neck lateral flexion with a

rotated neck. We also found studies that measured the ratio between flexion/extension and extension/flexion.<sup>39,40</sup> In addition, two particular studies evaluated cranio-cervical strength<sup>27</sup> and dorsal head strength,<sup>26</sup> which, respectively, represent a movement of capital flexion with the chin against a support and retraction of the head with the neck against a load cell.

Table 2.2 - Included studies characteristic (descending chronological order of publication date)

1° AUTHOR/YEAR	NECK PAIN GROUP	HEALTHY CONTROL GROUP	MEASUREMENT INSTRUMENT	RESULTS	AUTHORS' CONCLUSION
CIBULKA, et al. 2017 <sup>16</sup>	Chronic neck pain evaluated with self-reported questionnaire  <b>N:</b> 37 (23F, 14M) <b>Age:</b> 22.8±3.5 years <b>Height:</b> 171.6±3.9 cm <b>Weight:</b> 70.2±13.8 kg <b>BMI:</b> 23.7 (21.9 – 32.4)	No neck pain  <b>N:</b> 14 (10F, 4M) <b>Age:</b> 25.8±4.9 years <b>Height:</b> 170.2±4.1 cm <b>Weight:</b> 71.1±12.1 kg <b>BMI:</b> 22.1 (19.2 – 31.2)	Microfet handheld dynamometer (HHD)	<b>Left Sternocleidomastoid Force</b> NP: 17.9±8.3 kg; HC: 17.7±9.01 kg  <b>Right Sternocleidomastoid Force</b> NP: 18.3±9.1 kg; HC: 16.6±8.4 kg	No differences were found between those with mild neck pain and those without neck pain when comparing the left to the right sides for sternocleidomastoid muscle strength.
LOPEZ-DE-URALDE-VILLANUEVA, et al. 2017 <sup>33</sup>	Chronic neck pain  <b>N:</b> 44 <b>Age:</b> 40.48±13.97 years <b>Height:</b> 165±9 cm <b>Weight:</b> 66.59±12.71 kg <b>VAS:</b> 3.25±2.08 cm <b>NDI:</b> 12.48±6.54	Asymptomatic  <b>N:</b> 31 <b>Age:</b> 39.32±13.85 years <b>Height:</b> 169±9 cm <b>Weight:</b> 66.35±14.32 kg <b>VAS:</b> 0.43±0.84 cm <b>NDI:</b> 1.68±1.37	Handheld Dynamometer	<b>Flexion</b> NP: 6.85±3.34 kg; HC: 10.25±3.7 kg  <b>Extension</b> NP: 9.04±3.74 kg; HC: 13.86±4.43 kg  <b>Lateral Flexion (Average of left and right)</b> NP: 6.44±2.64 kg; HC: 9.7±3.53 kg	Only the chronic nonspecific neck pain group with moderate to severe disability showed cervical motor function impairment and respiratory muscle weakness, compared with the asymptomatic group.
DIMITRIADIS, et al. 2013 <sup>13</sup>	Chronic neck pain  <b>N:</b> 45 (32F, 13M) <b>Age:</b> 35.9±14.5 years <b>Height:</b> 165.8±9.2 cm <b>Weight:</b> 71.6±16 kg <b>BMI:</b> 25.9±4.5 <b>NDI:</b> 10.6±5.2 <b>Current Pain:</b> 19.3±19.1 mm <b>Usual pain:</b> 45.5±18.8 mm <b>Physical Activity BQHPA:</b> 7.9±1.3 <b>Pain chronicity:</b> 69,6±57.6	Healthy controls  <b>N:</b> 45 (32F, 13M) <b>Age:</b> 35.4±14 years <b>Height:</b> 167.1±8.7 cm <b>Weight:</b> 72.3±15.2 kg <b>BMI:</b> 25.8±4.4 <b>Physical Activity BQHPA:</b> 7.6±1.4	Custom-made isometric neck dynamometer	<b>Flexion</b> NP: 10.1±5.8 kg; HC: 11.3±5.8 kg  <b>Extension</b> NP: 15.4±8.6 kg; 18.4±7 kg  <b>Flexion / Extension Ratio</b> NP: 0.67±0.15; HC: 0.62±0.16	The patients with chronic neck pain were also found to have reduced strength of the neck extensors, reduced ROM in all movement planes, and reduced endurance of the deep neck flexors (p < 0.05)

Table 2.2 - Included studies characteristic (descending chronological order of publication date) (cont.)

1° AUTHOR/YEAR	NECK PAIN GROUP	HEALTHY CONTROL GROUP	MEASUREMENT INSTRUMENT	RESULTS	AUTHORS' CONCLUSION
LINDSTROEM, et al. 2012 <sup>35</sup>	Chronic neck pain <b>N:</b> 34 (34F) <b>Age:</b> 40.5±7.9 years <b>Height:</b> 169.3±6.4 cm <b>Weight:</b> 70±15 kg <b>NDI:</b> 17.5±6.5 <b>VAS:</b> 3.8±2.2 <b>VAS past four weeks:</b> 4.9±1.8	No neck pain <b>N:</b> 14 (14F) <b>Age:</b> 37.2±7.6 years <b>Height:</b> 168.1±5.9 cm <b>Weight:</b> 67.7±13.2 kg	Multi Cervical Unit (Strain-Gauge)	<b>Flexion</b> NP: 97.9±31.9 N; HC: 118.3±36.9 N <b>Extension</b> NP: 179.1±48.6 N; HC: 218.5±46.3 N <b>Right Lateral Flexion</b> NP: 119.3±39 N; HC: 166.0±54.5 N <b>Left Lateral Flexion</b> NP: 123.7±36.4 N; HC: 164.9±55.8 N <b>Mean of movements</b> NP: 130.0±34.9 N; HC: 166.9±43.8 N	The average MVC was significantly lower for the neck pain patients compared with the controls.
SHAHIDI, et al. 2012 <sup>15</sup>	Chronic neck pain NPTF – Grade I or II <b>N:</b> 19 (9F, 10M) <b>Age:</b> 34.9±9.9 years <b>Height:</b> 173±10 cm <b>Weight:</b> 72.13±21.37 kg <b>NDI:</b> 14.4±7.3	Volunteers without neck pain <b>N:</b> 20 (10F, 10M) <b>Age:</b> 34.0±10.4 years <b>Height:</b> 176±9 cm <b>Weight:</b> 65.61±20.85 kg <b>NDI:</b> 0.6±1.2	Handheld Dynamometer (FPIX 100kg load cell, Wagner Instruments, Greenwich, CT)	<b>Flexion</b> NP: 10.6±1.1 kgF; HC: 10.3±0.9 kgF <b>Right Lateral Flexion</b> NP: 14.7±0.9 kgF; HC: 17.5±1.3 kgF <b>Left Lateral Flexion</b> NP: 13.3±1.0 kgF; HC: 16.8±1.4 kgF <b>Extension</b> NP 15.9±1.3 kgF; HC: 19.8±1.6 kgF	Observations confirmed the presence of strength deficits for the cervical extensors (p=0.036) and lateral L. side bend (p=0.038), but not the cervical flexors (p=0.737) or R side bend (p=0.106) in a larger sample of patients with chronic neck pain than examined in previous studies.
MUCELI, et al. 2011 <sup>36</sup>	Chronic neck pain <b>N:</b> 9 (9F) <b>Age:</b> 40.4±3.5 years <b>Height:</b> 171.1±10.6 cm <b>Weight:</b> 73.4±10.6 kg <b>NDI:</b> 14.8±8.6 <b>VAS:</b> 4.4±1.7	Healthy volunteers <b>N:</b> 9 (9F) <b>Age:</b> 38.9±10.5 years <b>Height:</b> 165.4±8.2 cm <b>Weight:</b> 63.6±10.7 kg	Multi Cervical Unit (Strain-Gauge) (Aalborg University, Denmark)	<b>Flexion</b> NP: 46.3±37 N; HC: 109.5±31.4 N	The patient group exerted lower maximal cervical flexion force compared to the controls (Exp 1: patients 46.3 ± 37.0 N, controls 109.5 ± 31.4 N, P < 0.05).

Table 2.2 - Included studies characteristic (descending chronological order of publication date) (cont.)

1° AUTHOR/YEAR	NECK PAIN GROUP	HEALTHY CONTROL GROUP	MEASUREMENT INSTRUMENT	RESULTS	AUTHORS' CONCLUSION
FALLA, et al. 2010 <sup>37</sup>	Chronic neck pain  <b>N:</b> 9 (9F) <b>Age:</b> 40.4±3.5 years <b>Height:</b> 170.8±5.5 cm <b>Weight:</b> 73.7±10.1 kg <b>NDI:</b> 16.5±8.8 <b>VAS:</b> 4.3±1.5	Volunteers without neck or shoulder pain  <b>N:</b> 9 (9F) <b>Age:</b> 35.4±7.5 years <b>Height:</b> 164.8±7.7 cm <b>Weight:</b> 65±12.3 kg	Multi Cervical Unit (Strain-Gauge) (Aalborg University, Denmark)	<b>Flexion</b> NP: 102.3±39.7 N; HC: 151.8±37.6 N  <b>Extension</b> NP: 193.7±77.2 N; HC: 243.4±56.6 N  <b>Right Lateral Flexion</b> NP: 129.6±47.1 N; HC: 168.8±58.5 N  <b>Left Lateral Flexion</b> NP: 125.2±46.5 N; HC: 175.1±48.5 N	The patient group exerted lower force across all directions compared to the control subjects (F = 4.7, P = 0.045).
REZASOLTANI, et al. 2010 <sup>40</sup>	Chronic neck pain  <b>N:</b> 10 (10F) <b>Age:</b> 37.2±6.0 years <b>Height:</b> 159.1±4.9 cm <b>Weight:</b> 64.2±4.8 kg <b>BMI:</b> 25.4±2.0	Healthy volunteers  <b>N:</b> 10 (10F) <b>Age:</b> 32.6±6.4 years <b>Height:</b> 161.0±5.2 cm <b>Weight:</b> 57.1±5.0 kg BMI 22.0±1.9	Load Cell against occipital bone and forehead	<b>Flexion</b> NP: 46.2±7.2 N; HC: 62.2±16.1 N  <b>Extension</b> NP: 73.4±9.8 N; HC: 127.2±23.2 N  <b>Flexion / Extension Ratio</b> NP: 0.63±0.11; HC: 0.5±0.15  <b>Flexion / Weight</b> NP: 0.7±0.1; HC: 1.1±0.2  <b>Extension / Weight</b> NP: 1.2±0.2; HC: 2.2±0.4	Isometric strength of the neck extensor and flexor muscles were significantly lower in patients than in the controls (P < 0.001, P < 0.05, respectively).
SCHEUER and FRIEDRICH 2010 <sup>30</sup>	Chronic neck pain (at least for 12 weeks)  <b>N:</b> 53 (39F, 14M) <b>Age:</b> 49.72±10.74 years <b>Height:</b> 168.13±8.76 cm <b>Weight:</b> 71.32±14.39 kg	Volunteers without spinal pain in the last 12 months  <b>N:</b> 42 (30F, 12M) <b>Age:</b> 48.71±12.02 years <b>Height:</b> 168.24±8.08 cm <b>Weight:</b> 71.31±12.36 kg	Dynamometer (The Back Check 607)	<b>Flexion</b> NP: 6.5±3.3 kg; HC: 10.3±5.2 kg  <b>Extension</b> NP: 10.4±5.0 kg; HC: 14.8±6.2 kg  <b>Right Lateral Flexion</b> NP: 8.5±4.2 kg; HC: 11.7±5.5 kg  <b>Left Lateral Flexion</b> NP: 7.8±3.8 kg; HC: 10.6±5.6 kg	Patients with chronic neck pain showed strength deficits in all measured regions.

Table 2.2 - Included studies characteristic (descending chronological order of publication date) (cont.)

1° AUTHOR/YEAR	NECK PAIN GROUP	HEALTHY CONTROL GROUP	MEASUREMENT INSTRUMENT	RESULTS	AUTHORS' CONCLUSION
PEARSON, et al. 2009 <sup>28</sup>	WAD Pain for at last three months and injury for more than two years QTF – Grade I or II  <b>N:</b> 14 (6F, 8M) <b>Age:</b> 36.6±10.8 years <b>NDI:</b> 20±6.9	Volunteers without neck pain or spine injury  <b>N:</b> 28 (12F, 16M) <b>Age:</b> 36.3±11.1	Multi Cervical Unit	<b>Flexion</b> WAD: 36.3±28.6 N; HC: 83.2±41 N  <b>Extension</b> WAD: 49.6±37.2 N; HC: 144.9±65.0 N  <b>Protraction</b> WAD: 41.0±30.7 N; HC: 86.0±39.7 N  <b>Retraction</b> NP: 39.7±33.8 N; HC: 141.5±69.6 N  <b>Right Lateral Flexion</b> NP: 29.6±15 N; HC: 77.3±37.8 N  <b>Left Lateral Flexion</b> NP: 34.1±22.5 N; HC: 85.6±43.8 N  <b>Average of movements</b> NP: 38.4±25.3 N; HC: 103.1±44 N	Deficits in maximal voluntary isometric neck force were identified for individuals with chronic WAD Grades I and II, especially in the directions of extension, retraction, and left lateral flexion.
CAGNIE, et al. 2007 <sup>39</sup>	Chronic neck pain  <b>N:</b> 30F <b>Age:</b> 32.9 years <b>Height:</b> 166.3 cm <b>Weight:</b> 62.7 kg	Volunteers without pain for one year and neither strain necks or shoulders in the past six months  <b>N:</b> 96 (48M, 48F) <b>Age:</b> 20–59 years <b>Height:</b> 179±8 cm Male 167±7 cm Female <b>Weight:</b> 79.3±8.2 kg Male 63.8±10.4 kg Female <b>BMI:</b> 24.7±2.5 Male 23.0±3.1 Female	System 3 isokinetic dynamometer	<b>Flexion</b> NP: 16.7±3.3 Nm; HC: 16.6±3.6 Nm  <b>Extension</b> NP: 22.3±5.6 Nm; HC: 26.5±6.2 Nm  <b>Extension / Flexion Ratio</b> NP: 1.35±0.29; HC: 1.59±0.38	Women with chronic neck pain have lower neck muscle strength in extension than those in the healthy female group.



Table 2.2 - Included studies characteristic (descending chronological order of publication date) (cont.)

1° AUTHOR/YEAR	NECK PAIN GROUP	HEALTHY CONTROL GROUP	MEASUREMENT INSTRUMENT	RESULTS	AUTHORS' CONCLUSION
DESCARREAU, et al. 2007 <sup>29</sup>	WAD with persistent or incapacitating pain ranging from 6 to 48 months QTF – Grade I or II  N: 17(F, M) Age: 23.9±5.8 years Height: 161.9±15.5 cm Weight: 66.2±9.1 kg NDI: 8.1±5.7 VAS: 23±32	Healthy volunteers  N: 14 (F, M) Age: 24.6±4.2 years Height: 175.7±26.4 cm Weight: 68.2±16.5 kg	Force transducer (NTEP-87-057A3 class III; Artech, Riverside, CA)	<b>Flexion</b> WAD: 110.93±13.20 N; HC: 169.83±14.54 N  <b>Extension</b> WAD: 170.69±19.15 N; HC: 231.15±21.11 N	Whiplash subjects showed a significant decrease in their MVC in both flexion and extension.
O'LEARY, et al. 2007 <sup>27</sup>	Chronic neck pain  N: 46F Age: 37.0±10.1 years Height: 166.2±6.7 cm Weight: 64.0±10.6 kg NDI: 22.8±5.2	No history of neck pain  N: 47F Age: 27.8±7.7 years Height: 167.5±6.1 cm Weight: 62.6±9.3 kg NDI: 2.6±2.6	Cranio-cervical flexo Dynamometer	<b>Cranio Cervical Flexion</b> NP: 5.3±1.5 Nm; HC: 6.3±1.7 Nm	The neck pain group showed significantly less CCF muscle strength than the control group
O'LEARY, et al. 2005 <sup>26</sup>	Chronic neck pain  N: 32 (23F, 9M) Age: 28.3±8.5 years Height: 167.7±7.8 cm Weight: 66.7±14.3 kg NDI: 18.9±9.1	No history of neck pain  N: 32 (23F, 9M) Age: 27.6±6.1 years Height: 169.3±8.6 cm Weight: 62.5±10 kg NDI: 2±2.7	Cranio-cervical flexo Dynamometer	<b>Cranio Cervical Flexion</b> NP: 11±3.8 Nm; HC: 11.5±3.9 Nm  <b>Dorsal Head Force</b> NP: 58.84±45.11 N; HC: 68.65±43.15 N	No significant differences between the neck pain and asymptomatic groups for peak torque achieved during MVC effort
YLINEN, et al. 2004 <sup>38</sup>	Chronic neck pain  N: 21F Age: 44±6 years Height: 166±6 cm Weight: 68±10 kg BMI: 25±3 NDI: 13±5 VAS: 54±22 mm	Volunteers without neck pain in the last six months  N: 21F Age: 44±8 years Height: 165±5 cm Weight: 69±13 kg BMI: 25±4	Multi Cervical Unit (Kuntovaline Inc, Oltermannintie 8, 00620 Helsinki, Finland)	<b>Flexion</b> NP: 53.8±18.3) N; HC: 75.7±23.5 N  <b>Extension</b> NP: 132.1±38.5 N; HC: 187.1±39.2 N  <b>Right Rotation</b> NP: 5.8±1.2 Nm; HC: 8.0±2.4 Nm  <b>Right Rotation</b> NP: 6.1±1.6 Nm; HC: 7.4±2.3 Nm	Neck strength in all directions was significantly lower in patients with neck pain than in controls.

Table 2.2 - Included studies characteristic (descending chronological order of publication date) (cont.)

1° AUTHOR/YEAR	NECK PAIN GROUP	HEALTHY CONTROL GROUP	MEASUREMENT INSTRUMENT	RESULTS	AUTHORS' CONCLUSION
CHIU and LO 2002 <sup>32</sup>	Mechanical neck pain <b>N:</b> 20 (12F, 9M) <b>Age:</b> 27±9.5 years	Healthy volunteers without neck pain in the last year <b>N:</b> 25 (10F, 15M) <b>Age:</b> 22.1±3.9 years	Multi Cervical Unit (Hanoun Medical Inc., Ontario).	<b>Flexion</b> NP: 56.7±24.5 N; HC: 74.5±19.6 N <b>Extension</b> NP: 67.4±27.3 N; HC: 93.3±34 N <b>Right Lateral Flexion</b> NP: 52.4±21.2 N; HC: 65.7±19.2 N <b>Left Lateral Flexion</b> NP: 50.6±22.9 N; HC: 66.9±16.4 N <b>Protraction</b> NP: 52.9±26.1 N; HC: 74.8±17.6 N <b>Retraction</b> NP: 51.7±21.5 N; HC: 78.9±21.5 N	There was a significant difference in the isometric neck muscle strength between the normal and symptomatic groups.
JORDAN, et al. 1997 <sup>41</sup>	Chronic neck pain <b>N:</b> 119 <b>Pain (0–30):</b> 13±27† †Median±Range	Active volunteers without neck pain in the past 12 months <b>N:</b> 80	strain gauge dynamometer (Neck Exercise Unit, Folio, Norway)	<b>Flexion</b> NP: 12.5±6 Nm; HC: 32.6±4 Nm <b>Extension</b> NP: 14.5±5 Nm; HC: 56.1±8 Nm	The main findings include a clinically important and statistically significant reduction in maximal isometric contraction values, particularly affecting the extensor muscles.
BARTON and HAYES 1996 <sup>43</sup>	Chronic neck pain with headache <b>N:</b> 10 (7F, 3M) <b>Age:</b> 42.5±12.2 years <b>Height:</b> 167.8±9.2 cm <b>Weight:</b> 72.5±12.5 kg	Healthy control subjects <b>N:</b> 10 (7F, 3M) <b>Age:</b> 27.4±7.9 years <b>Height:</b> 169.2±8.5 cm <b>Weight:</b> 66.9±8.9 kg	Shaevitz force transducer	<b>Flexion</b> NP: 22.4±13.1 N; HC: 45.3±17.6 N	All force values were significantly lower in the neck pain population compared with the controls.
JORDAN and MEHLSSEN 1993 <sup>42</sup>	Chronic cervicobrachialgia <b>N:</b> 18 <b>Age:</b> 41 (28–55) years‡ <b>Height:</b> 169 (163–178)‡ cm <b>Weight:</b> 64 (5–76)‡ kg ‡Mean (min–max)	Healthy volunteers <b>N:</b> 18 <b>Age:</b> 41 (28–55)‡ years <b>Height:</b> 171 (162–183)‡ cm <b>Weight:</b> 67 (55–80)‡ kg ‡Mean (min–max)	Strain Gauge Dynamometer	<b>Flexion</b> NP: 8 (3.75) kp; HC: 11 (2.25) kp* <b>Extension</b> NP: 12±5.75 kp; HC: 16±5 kp* <b>Flexion Lateral</b> NP: 8±3.75 kp; HC: 11±2.75 kp*	MVC was reduced in all directions in patients with CBS, and the reduction was more pronounced during dorsal flexion than during the other types of movement.

Table 2.2 - Included studies characteristic (descending chronological order of publication date) (cont.)

1° AUTHOR/YEAR	NECK PAIN GROUP	HEALTHY CONTROL GROUP	MEASUREMENT INSTRUMENT	RESULTS	AUTHORS' CONCLUSION
SILVERMAN, et al. 1991 <sup>34</sup>	Chronic neck pain  <b>N:</b> 30 (20F, 10M) <b>Age:</b> 43±12.1 years	No pain or injury in the neck region  <b>N:</b> 30 (15F, 15M) <b>Age:</b> 32±5.5 years	MicroFET hand-held dynamometer that used three integrated strain gauges (Hoggan Health Industries Inc., Draper UT)	<b>Flexion</b> NP: 1.16±0.49 N x kg <sup>-1</sup> ; HC: 1.71±0.42 N x kg <sup>-1</sup>  <b>Left Rotation</b> NP: 1.01±0.52 N x kg <sup>-1</sup> ; HC: 1.47±0.41 N x kg <sup>-1</sup>  <b>Right Rotation</b> NP: 0.99±0.46 N x kg <sup>-1</sup> ; HC: 1.43±0.43 N x kg <sup>-1</sup>	All measures were significantly different (p < 0.05) when comparing the neck pain group to the control group;

NP: Neck pain; HC: Health controls; WAD: Whiplash associated disorders; NDI: Neck disability index; BMI: Body mass index; VAS: Visual analog scale of pain; QTF: Quebec task force; NPTF: Neck pain task force; BQHPA: Baecke questionnaire of habitual physical activity; F: Female; M: Male; N: Newtons; Nm: Newton x meters; kgF: Kilograms force; Data are mean±SD unless otherwise indicated

### **Assessment of methodological quality**

Of the 20 studies evaluated, eight were considered to have a low risk of bias (Table 2.3). Most of them (80%) adequately described the neck pain group, and 100% adequately described the control group (Items 1 and 2). The precision of the measurements was shown, referenced, or even evaluated in the study itself in 75% of the studies (Item 5). It is important to highlight that only 5% of the studies reported that they blinded the assessor, and the sample size estimation was provided in only 15% of the studies. A statistical analysis was made for the agreement between the researchers in the methodological quality analysis and for the final score of the study; the agreement was high (Kappa = 0.92, 95% CI, 0.77 to 1.0,  $p < 0.05$ ).

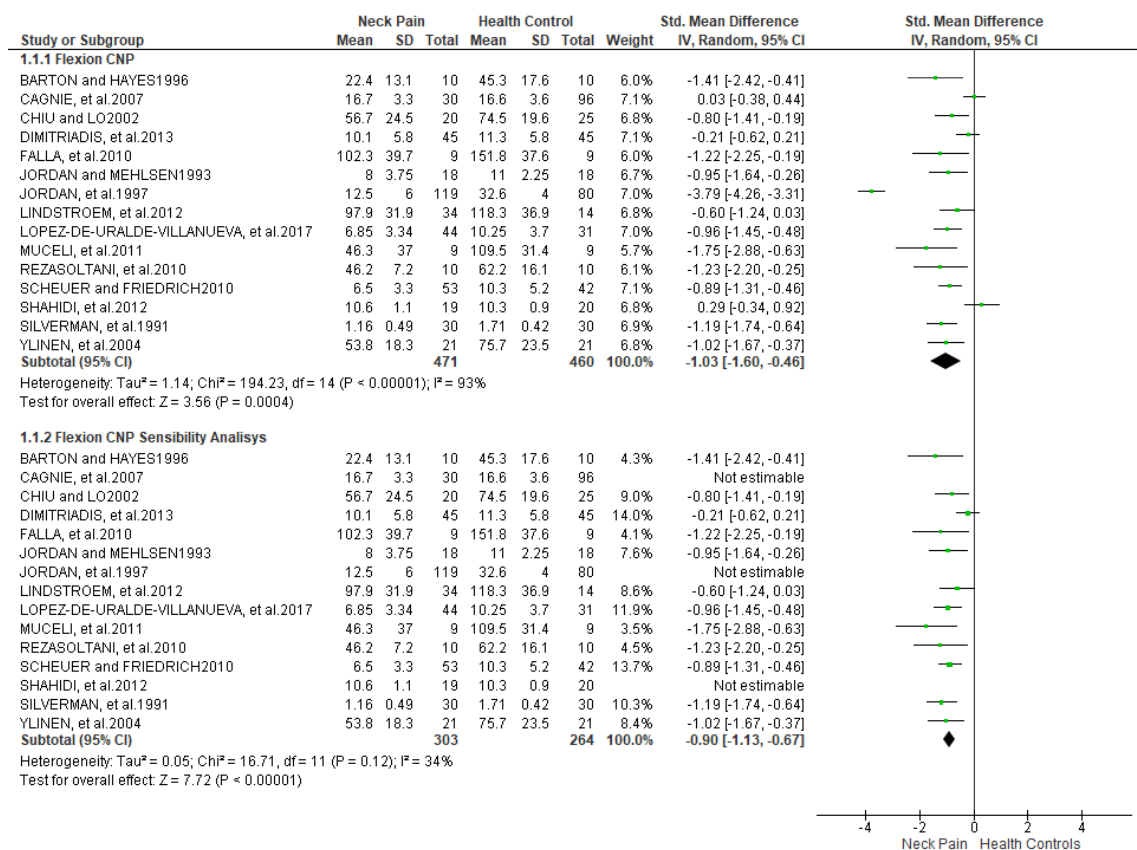
Table 2.3 - Individual studies methodological quality assessment

Study	Patient Group	Control Group	Selection Bias	Exposure	Test Precision	Blinded	Confounders	Power Analysis	Risk of Bias
<b>CIBULKA, et al. 2017</b> <sup>16</sup>	L	L	L	L	L	H	L	H	Low
<b>LOPEZ-DE-URALDE-VILLANUEVA, et al. 2017</b> <sup>33</sup>	L	L	L	L	L	H	L	L	Low
<b>DIMITRIADIS, et al. 2013</b> <sup>13</sup>	L	L	H	H	L	H	L	L	High
<b>LINDSTROEM, et al. 2012</b> <sup>35</sup>	L	L	L	L	H	H	L	H	High
<b>SHAHIDI, et al. 2012</b> <sup>15</sup>	L	L	L	L	L	H	L	H	Low
<b>MUCELI, et al. 2011</b> <sup>36</sup>	L	L	L	L	H	H	L	H	High
<b>FALLA, et al. 2010</b> <sup>37</sup>	L	L	L	L	H	H	L	H	High
<b>REZASOLTANI, et al. 2010</b> <sup>40</sup>	H	L	L	L	L	H	L	H	High
<b>SCHEUER and FRIEDRICH 2010</b> <sup>30</sup>	L	L	L	H	L	H	L	H	High
<b>PEARSON, et al. 2009</b> <sup>28</sup>	L	L	L	L	L	H	L	H	Low
<b>CAGNIE, et al. 2007</b> <sup>39</sup>	H	L	L	L	L	H	L	H	High
<b>DESCARREAU, et al. 2007</b> <sup>29</sup>	L	L	L	L	H	H	L	H	High
<b>O'LEARY, et al. 2007</b> <sup>27</sup>	L	L	L	L	L	H	L	H	Low
<b>O'LEARY, et al. 2005</b> <sup>26</sup>	L	L	L	L	L	L	L	H	Low
<b>YLINEN, et al. 2004</b> <sup>38</sup>	H	L	L	L	L	H	L	H	High
<b>CHIU and LO 2002</b> <sup>32</sup>	H	L	H	L	L	H	H	L	High
<b>JORDAN, et al. 1997</b> <sup>41</sup>	L	L	L	L	L	H	L	H	Low
<b>BARTON and HAYES 1996</b> <sup>43</sup>	L	L	L	L	L	H	L	H	Low
<b>JORDAN and MEHLSSEN 1993</b> <sup>42</sup>	L	L	H	H	H	H	L	H	High
<b>SILVERMAN, et al. 1991</b> <sup>34</sup>	L	L	L	L	L	H	H	H	High

## Flexion

For the flexion movement, 15 of the 20 studies were analyzed quantitatively. The chronic neck pain group had lower neck strength than the control group, -1.03 (95% CI = -1.60 to -0.46;  $I^2 = 93%$ ) (Figure 2.2).

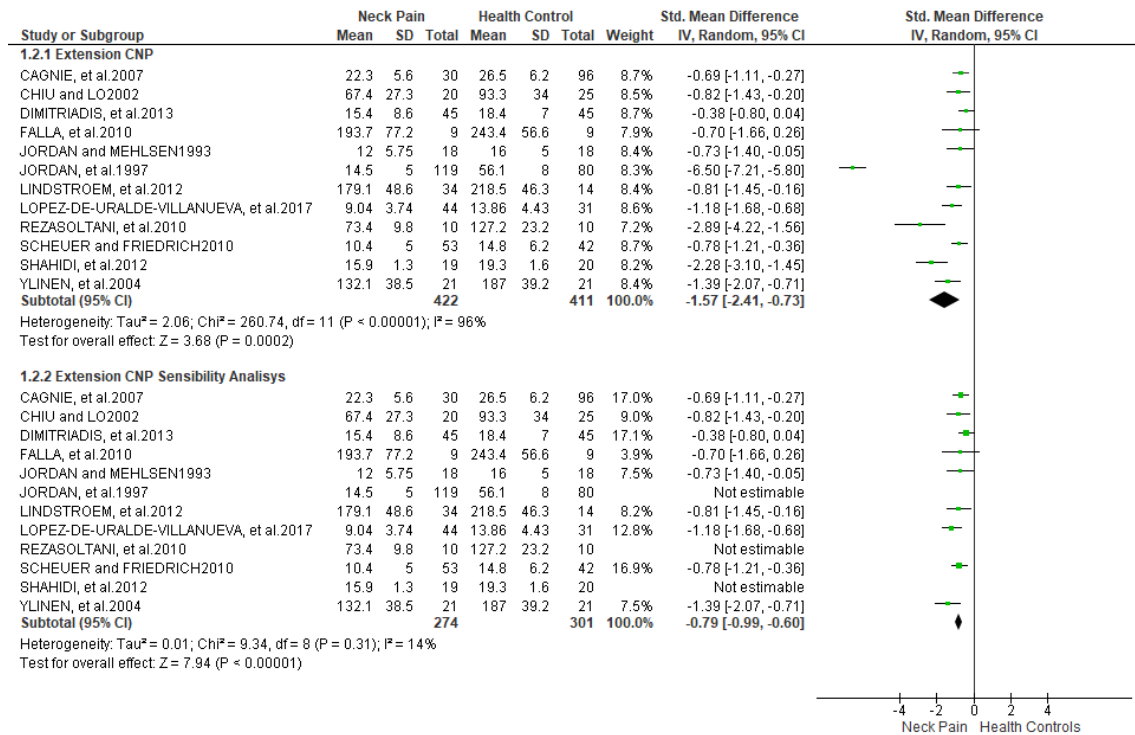
Figure 2.2 - Chronic neck pain group versus health control group: Flexion



## Extension

For extension, 12 of the 20 studies were analyzed quantitatively. Significantly lower neck strength was found among the chronic neck pain group in comparison to the healthy control group, -1.57 (95% CI = -2.41 to -0.73;  $I^2 = 96%$ ) (Figure 2.3).

Figure 2.3 - Chronic neck pain group versus health control group: Extension



## Lateral Flexion

Five studies evaluated the neck lateral flexion strength, which was found to be reduced in individuals with chronic neck pain compared to the healthy control group, -1.05 (95% CI = -1.62 to -0.48) and -1.17 (95% CI = -1.82 to -0.52) with I<sup>2</sup> = 73% and 79%, respectively (Figures 2.4 and 2.5).

Figure 2.4 - Chronic neck pain group versus health control group: Right Lateral Flexion

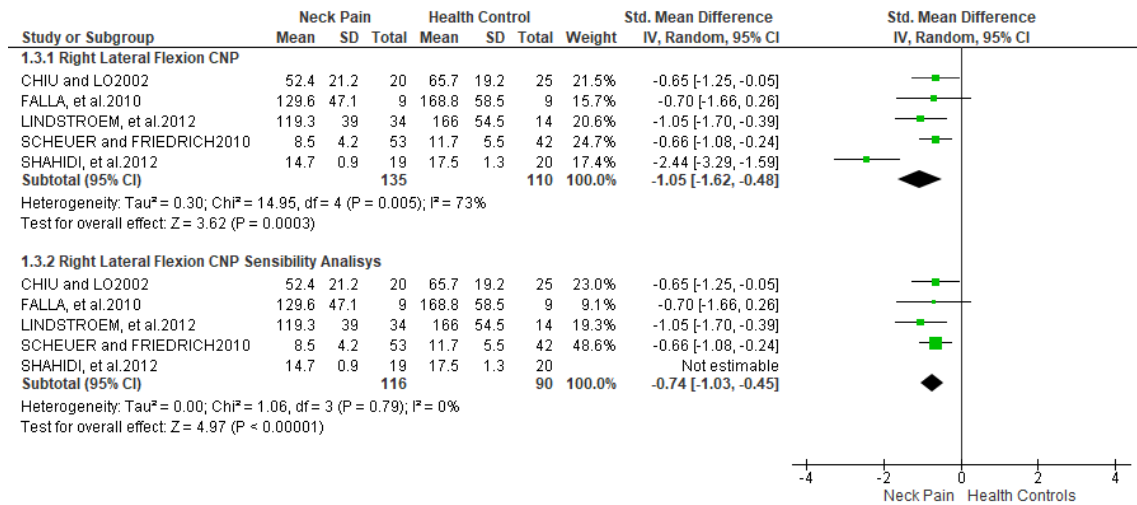
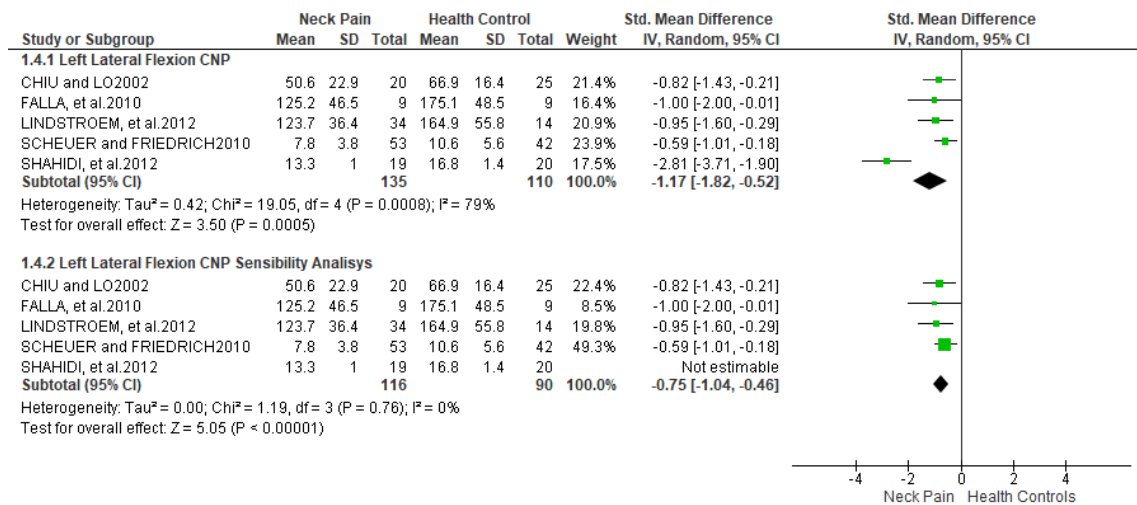


Figure 2.5 - Chronic neck pain group versus health control group: Left Lateral Flexion



**Other movements**

Other movements, such as head rotations, protraction/retraction, cranio-cervical flexion, dorsal head strength, and sternocleidomastoid strength, were also evaluated in individuals with chronic neck pain. However, because they presented heterogeneities above 50% or insufficient number of studies, we chose to analyze them using a qualitative approach.



In head rotation movements, only one study evaluated neck strength effectively.<sup>38</sup> Therefore, we deduced that individuals with chronic neck pain have lower neck strength for head rotation, based on a weak strength of evidence.<sup>38</sup>

Silverman, Rodriguez, and Agre (1991) classified one of their assessed movements as “head rotation”; however, the movement described was a head lateral flexion with a rotated neck, similar to the movement evaluated by Cibulka et al. (2017), which was classified as sternocleidomastoid strength.<sup>16</sup> Therefore, in terms of sternocleidomastoid strength (head lateral flexion with a rotated neck),<sup>16,34</sup> the strength of evidence is conflicting.

In terms of head protraction and retraction, only one study was found with a high risk of bias.<sup>32</sup> Both movements presented a significant difference between individuals with chronic neck pain and healthy controls. Therefore, there is a weak strength of evidence for the reduction in neck strength associated with these movements between individuals with chronic neck pain and healthy controls (Table 2.4).

For cranio-cervical flexion and dorsal head strength, both evaluated studies had a low risk of bias.<sup>26,27</sup> However, the results were inconsistent and contradictory, so the strength of evidence is conflicting regarding whether there are differences between individuals with chronic neck pain and healthy controls in the neck strength of these movements (Table 2.4).

### **Subgroup Analysis**

We found no studies of acute neck pain that allowed us to perform a subgroup analysis. As for WAD, only two<sup>28,29</sup> of the 20 studies evaluated individuals with WAD, and both classified them as QTF I or II, compared to healthy individuals. Both studies evaluated flexion and extension, but only one<sup>28</sup> evaluated lateral flexion. Neither of them evaluated head rotation.

Due to the high heterogeneity for the subgroup analysis with WAD, the conclusions for this subgroup were based on a qualitative analysis. One of the studies was classified as having a low risk of bias,<sup>28</sup> while the other was classified as having a high risk.<sup>29</sup> Therefore, for the neck extension movement, there is a moderate strength of evidence stating that individuals with WAD have lower neck strength than healthy

controls. For the flexion movement, there is a conflicting strength of evidence. In left lateral flexion, there is a moderate strength of evidence that individuals with WAD have lower neck strength, and for right lateral flexion there is no difference between groups (Table 2.4).

Table 2.4 - Qualitative results based on Best Evidence Synthesis

Movement	Group	Results	Strength of evidence
Neck rotations <sup>38</sup>	Chronic neck pain		Weak
Sternocleidomastoid force (neck lateral flexion with a rotated neck) <sup>16,34</sup>	Chronic neck pain		Conflicting
Protraction / Retraction <sup>32</sup>	Chronic neck pain	Lower neck strength for neck pain group	Weak
Cranio-Cervical flexion/Dorsal head force <sup>26,27</sup>	Chronic neck pain		Conflicting
Extension <sup>28,29</sup>	WAD		Moderate
Retraction <sup>28</sup>	WAD		Moderate
Left lateral flexion <sup>28</sup>	WAD		Moderate
Flexion <sup>28,29</sup>	WAD	No difference in neck strength between groups	Conflicting
Right lateral flexion <sup>28</sup>	WAD		Moderate
Protraction <sup>28</sup>	WAD		Moderate

### Sensitivity Analysis

For the sensitivity analysis of individuals with chronic neck pain, three studies on the flexion and extension movement, and one study on right and left lateral flexion movements, were not analyzed because they were statistically classified as outliers<sup>15,40,41</sup> (plus or minus 1.5 IQR), or as a result of methodological differences in measurements between the studies (extension movement assessed against gravity<sup>15</sup> and flexion assessed with an isokinetic dynamometer<sup>39</sup>).

All movements had an I<sup>2</sup> below 35%, allowing us to conclude these meta-analyses. Therefore, in terms of the sensitivity analysis, we found lower neck strength among individuals with chronic neck pain, varying from -0.90 (95% CI = -1.13, -0.67) for flexion (Figure 2.1); -0.79 (95% CI = -0.99 to -0.60) for extension (Figure 2.3); -0.74 (95% CI = -1.03 to -0.45) for right lateral flexion; and -0.75 (95% CI = -1.04 to -0.46) for left lateral flexion (Figures 2.2–2.5).

## Additional analysis

Considering the same sensitivity analysis for this additional analysis, we found a lower neck strength for individuals with chronic neck pain, varying from -27.17 N (95% CI = -34.04 to -20.30,  $I^2=45\%$ ) for flexion; -40.03 N (95% CI = -48.80 to -31.25,  $I^2=0\%$ ) for extension; -27.12 N (95% CI = -43.28 to -10.97,  $I^2=48\%$ ) for right lateral flexion; and -25.52 N (95% CI = -38.27 to -12.77,  $I^2=27\%$ ) for left lateral flexion (Supplementary Material 2).

## DISCUSSION

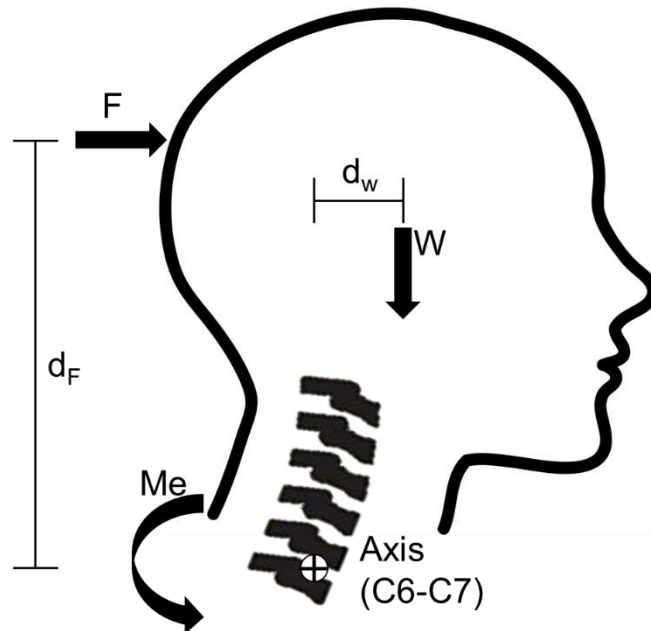
Chronic pain has serious effects on people's lives, reducing the quality of life, impairing performance in daily activities, causing psychological illness, and even impairing performance at work.<sup>44</sup> For this reason, it is crucial to identify the functional changes that chronic neck pain can cause and to develop better treatments and intervention actions. With this perspective in mind, the present study found that, regardless of the movement analyzed quantitatively, individuals with chronic neck pain have lower neck strength than healthy controls for flexion, extension, and lateral flexion.

It is important to note that, in the quantitative analysis, both neck force and torque studies were included. In order to analyze mainly the studies with force measurement, we assumed that the assessments were equal for both groups. If the assessment had been different between groups, the force measurements may have been overestimated or underestimated.

Considering the main forces involved during the neck strength assessment, and considering the isometric assessment for the extension movement, for example (Figure 2.6), there must be an equality between the extensor moment ( $M_e$ ), produced by the neck extensor muscles, and the flexor moment, produced by the resistance of the instrument, for example, by a handheld dynamometer ( $F$ ) and by the weight of the head ( $W$ ). Subsequently, using Newton-Euler's<sup>45</sup> equations of motion, if the moment arm of the force  $F$  ( $dF$ ) decreases as the dynamometer approaches the rotational axis, our equality between the moments will only be achieved if the value of the force  $F$  increases to maintain the isometry (since  $W$  is constant); consequently, we will acquire

a greater measure of force than recorded by the dynamometer (Figure 2.6). Therefore, considering the additional analysis (Supplementary Material 2), the results should be viewed with caution since, among the studies, they do not present a normalization of the position of the dynamometer on the head, making it difficult to quantify the force difference between them.

Figure 2.6 - Free body diagram of the neck; F: Dynamometer force; W: Head weight; Me: Extensor moment; dF: F moment arm; dW: Weight moment arm; Motion equation:  
 $Me = F \times d_F + W \times d_W$ ;



It is noteworthy that the greatest neck strength is shown in the extension movement. This greater strength can be attributed to the greater internal moment generated by the extensor muscles, resulting from a greater moment arm, in a neutral head position, and greater physiological cross-sectional area of the extensor in comparison to the flexor muscles.<sup>46,47</sup> Moreover, the greatest difference between the chronic neck pain and healthy control groups was found for flexion -0.90 (95% CI = -1.13 to -0.67, I<sup>2</sup> = 34%) and extension movements -0.79 (95% CI = -0.99 to -0.60, I<sup>2</sup> = 14%). The reduced neck strength of the chronic neck pain group is similar for all movements; clinically, it is important to note that strength gains can improve the

symptoms pain<sup>10-12</sup> and, consequently, neck exercises may also improve the quality of life and disability level<sup>12</sup> of these individuals. In this way, rehabilitation professionals should be aware of the need to increase neck strength for all planes of movement of the neck, since the reduction of neck strength is associated with individuals with chronic neck pain.

Several mechanisms may explain this reduction of neck strength for individuals with chronic neck pain compared to healthy controls. The first mechanism can be explained with a behavioral analysis of pain. There is evidence that, due to mechanisms of fear of movement (kinesiophobia), the presence of chronic neck pain may cause individuals to avoid daily activities, which may lead to a decrease in the neck strength due to disuse of the neck musculature. Chronic pain could then lead to a vicious cycle where a catastrophizing pain would lead to kinesiophobia, hypervigilance of the region, disuse, and ultimately more pain and more chronicity.<sup>48,49</sup>

Another possible mechanism is due to morphological changes in which there is a reduction of the physiological cross-sectional area of the neck musculature in individuals with chronic neck pain, perhaps for the same reasons of disuse due to kinesiophobia.<sup>8</sup> This reduction of the physiological cross-sectional area of the neck musculature can cause lower neck strength, since the cross-sectional area is one of the determining factors of muscle strength. In addition, the reduction in the cross-sectional area is associated with a reduction in the number of parallel sarcomeres, the structures responsible for the capacity to produce muscle strength.<sup>50</sup> Another possible biomechanical mechanism for this lower neck strength can be credited to changes in the electromyographic activity of the neck muscles.<sup>9</sup> Although these electromyographic changes do not directly represent muscle strength, they may represent muscle imbalance and, consequently, lower neck strength.<sup>51</sup>

The reduction of the neck strength may also be related to neurophysiological aspects. Since the nociception caused by dysfunctions in the neck region alter the excitatory threshold of the mechanoreceptors,<sup>52</sup> and the neck spine is composed of a high concentration of mechanoreceptors,<sup>53</sup> it is possible to affirm that changes in the mechanoreceptors due to the nociception can lead to a change in the sensorimotor integration<sup>54-56</sup> and, consequently, lower neck strength.

It is important to emphasize that all of the aforementioned mechanisms that try to explain the change in neck strength are of a chronic character, since no studies were found that evaluated individuals with acute or subacute neck pain. In the included studies, only 36% were considered to be at low risk of bias, and only 5% blinded the assessor to the participant group. This represents a bias in this type of study.<sup>41</sup> Another important factor is that only 16% of the studies performed a sample calculation, even though there were enough studies in the literature to estimate a sample, thus avoiding sampling bias.<sup>20</sup>

Regardless of the mechanisms that may have caused the reduction of neck strength, the findings of the present study encourage the evaluation of strength in clinical practice, since there is a true reduction of strength for this population. Therefore, since there is a reduction of neck strength in individuals with chronic neck pain, it is fundamental to evaluate and manage these deficits, regardless of which muscle group is affected.

Considering the high risk of bias estimated for the included studies, it is recommended that future studies be more methodologically rigorous, to reduce bias. In addition, other neck pain classifications, such as acute, subacute, and WAD, should be evaluated to identify whether the reduction of neck strength found in the present study can also be found in different levels of injury time and neck pain classifications. The assessment of neck strength in the specific population of pilots with and without neck pain is a chapter apart and also needs attention. Our evaluation of the rotation movement lacked a quantitative approach because only one study<sup>38</sup> was found that effectively evaluated it, and this represents a gap in the literature.

This study has some limitations. It is possible that unpublished studies have not been included, since we made no searches of the gray literature. An adapted tool from the Newcastle-Ottawa Scale<sup>22</sup> was used for risk the assessment of bias, and it was not validated previously. However, it was used to better meet the type of included studies in this review,<sup>20</sup> since Newcastle-Ottawa does not evaluate information and sampling bias. In addition, the Newcastle-Ottawa scale<sup>57</sup> has low reproducibility among reviewers, and there is abundant discussion in the literature due to the large number<sup>58</sup> of tools for the methodological analysis of observational studies. Due to these factors, the adopted strategy was to adapt a methodological analysis tool, which was “this strategy was already performed in a previous study.”<sup>7</sup> It is important to highlight that

these changes in the neck strength for those individuals are a functional change in chronic neck pain. Based on this study alone, we cannot conclude that these changes are causal factors for the development of chronic neck pain, since only cross-sectional studies were included, and we can only infer that there is an association between lower neck strength and individuals with chronic neck pain.

To infer that these adaptations precede chronic neck pain and are causal factors, more longitudinal studies must be done. In addition, it has been suggested that lower neck strength is not a causal factor or risk factor for the development of neck pain, but instead a consequence due to neck pain.<sup>59</sup>

Our findings suggest that based on the quantitative analyses of this meta-analysis, we conclude that individuals with chronic neck pain have lower neck strength for flexion, extension, and lateral flexion of the neck than healthy controls.

Moreover, based on our qualitative analyses, and considering the Best Evidence Synthesis, the strength of evidence is weak for individuals with chronic neck pain to have a reduction of neck strength for neck rotational and protraction/retraction movements. For cranio-cervical flexion and dorsal head movements, the level of evidence is conflicting. There is a moderate strength of evidence that individuals with WAD have lower neck strength in extension, retraction, and left lateral flexion and conflicting strength of evidence for neck flexion. Furthermore, there is a moderate level of evidence that there is no difference of neck strength for individuals with WAD and healthy subjects for right lateral flexion and protraction movements.

## SUPPLEMENTARY MATERIAL A – Search strategy

The search strategy for PubMed, Embase, and Scopus can be seen below.

### PubMed (Publisher)

"Neck Pain"[Mesh] OR "Neck Pain" OR "Neck Pains" OR "Pain, Neck" OR "Pains, Neck" OR "Neck Ache" OR "Ache, Neck" OR "Aches, Neck" OR "Neck Aches" OR "Cervicalgia" OR "Cervicalgias" OR "Cervicodynia" OR "Cervicodynias" OR "Neckache" OR "Neckaches" OR "Cervical Pain" OR "Cervical Pains" OR "Pain, Cervical" OR "Pains, Cervical" OR "Posterior Cervical Pain" OR "Cervical Pain, Posterior" OR "Cervical Pains, Posterior" OR "Pain, Posterior Cervical" OR "Pains, Posterior Cervical" OR "Posterior Cervical Pains" OR "Posterior Neck Pain" OR "Neck Pain, Posterior" OR "Neck Pains, Posterior" OR "Pain, Posterior Neck" OR "Pains, Posterior Neck" OR "Posterior Neck Pains" OR "Anterior Cervical Pain" OR "Anterior Cervical Pains" OR "Cervical Pain, Anterior" OR "Cervical Pains, Anterior" OR "Pain, Anterior Cervical" OR "Pains, Anterior Cervical" OR "Anterior Neck Pain" OR "Anterior Neck Pains" OR "Neck Pain, Anterior" OR "Neck Pains, Anterior" OR "Pain, Anterior Neck" OR "Pains, Anterior Neck" OR "Whiplash Injuries"[Mesh] OR "Whiplash Injuries" OR "Injuries, Whiplash" OR "Injury, Whiplash" OR "Whiplash Injury"

AND

"Isometric Contraction"[Mesh] OR "Isometric Contraction" OR "Contraction, Isometric" OR "Contractions, Isometric" OR "Isometric Contractions" OR "Muscle Strength Dynamometer"[Mesh] OR "Muscle Strength Dynamometer" OR "Dynamometer, Muscle Strength" OR "Dynamometers, Muscle Strength" OR "Muscle Strength Dynamometers" OR "Muscle Strength"[Mesh] OR "Muscle Strength" OR "Strength, Muscle" OR "Neck Muscles"[Mesh] OR "Neck Muscles" OR "Muscle, Neck" OR "Muscles, Neck" OR "Neck Muscle" OR "Muscle Weakness"[Mesh] OR "Muscle Weakness" OR "Muscle Weaknesses" OR "Weakness, Muscle" OR "Weaknesses, Muscle" OR "Muscular Weakness" OR "Muscular Weaknesses" OR "Weakness, Muscular" OR "Weaknesses, Muscular"

### Embase.com

('neck pain'/exp OR 'neck pain' OR 'pain, neck' OR 'whiplash injury'/exp OR 'cervical whiplash' OR 'injury, whiplash' OR 'neck hyperextension' OR 'spine whiplash trauma' OR 'whiplash' OR 'whiplash fracture' OR 'whiplash injuries' OR 'whiplash injury' OR 'whiplash syndrome' OR 'whiplash trauma' OR 'neck injury'/exp OR 'injury, neck' OR 'neck bruise' OR 'neck injuries' OR 'neck injury' OR 'neck lesion' OR 'neck trauma' OR 'trauma colli' OR 'trauma, neck')

AND

('muscle isometric contraction'/exp OR 'contraction, isometric muscle' OR 'isokinetic muscle contraction' OR 'isometric contraction' OR 'isometric contraction, muscle' OR 'isometric muscle contraction' OR 'isometric muscular contraction' OR 'isometric response' OR 'muscle contraction, isometric' OR 'muscle isometric contraction' OR 'muscle isometric tension' OR 'muscular isometric contraction' OR 'dynamometer'/exp



OR 'chatillon csd 300' OR 'cybex norm' OR 'grip-d' OR 'jamar digital pinch gauge' OR 'jamar hydraulic hand dynamometer' OR 'jamar hydraulic pinch gauge' OR 'jamar plus' OR 'jamar smedley' OR 'kin com' OR 'micro fet' OR 'multi-joint system' OR 'myogrip' OR 'myopinch' OR 'myowrist' OR 'system iii dynamometer' OR 'dynamometer' OR 'dynamometers' OR 'muscle strength dynamometer' OR 'muscle strength/exp OR 'dynamic strength, muscle' OR 'dynamic strength, muscular' OR 'force, muscle' OR 'muscle dynamic strength' OR 'muscle force' OR 'muscle force velocity relationship' OR 'muscle power' OR 'muscle strength' OR 'muscular dynamic strength' OR 'muscular force' OR 'muscular power' OR 'muscular strength' OR 'strength, muscle')

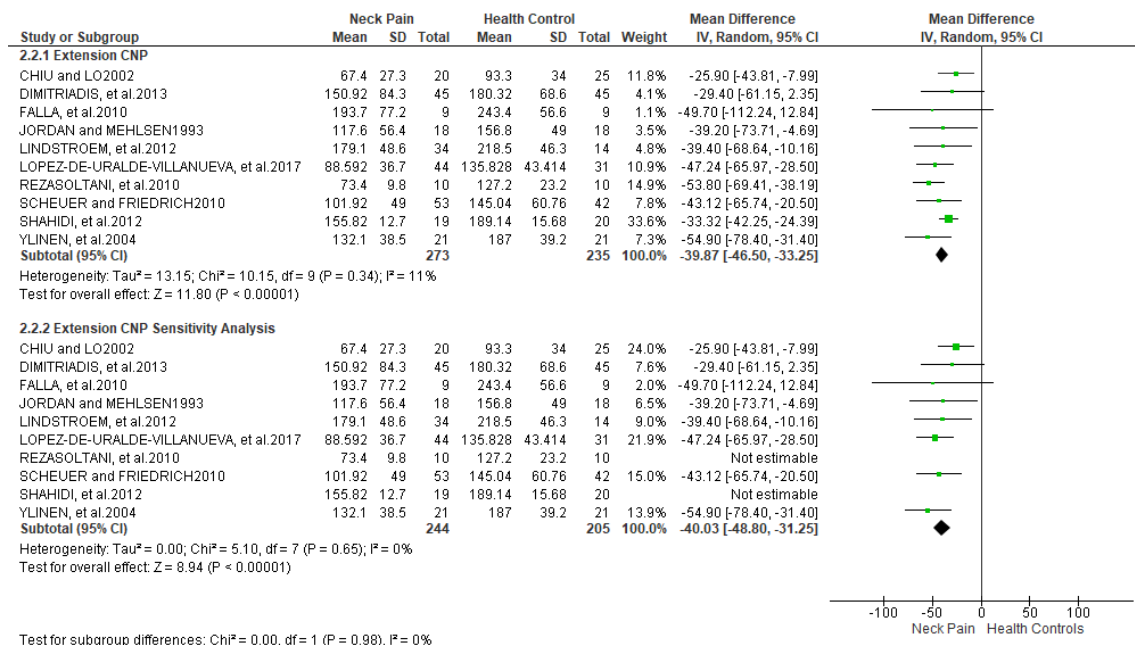
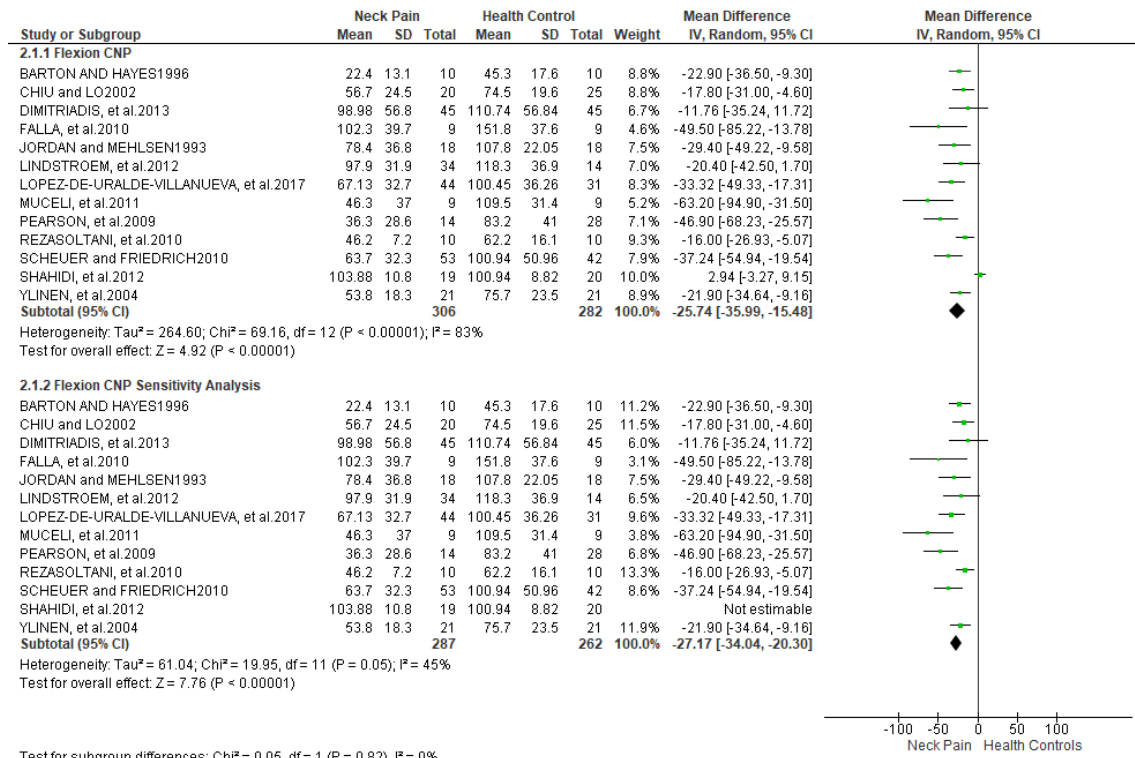
## SCOPUS

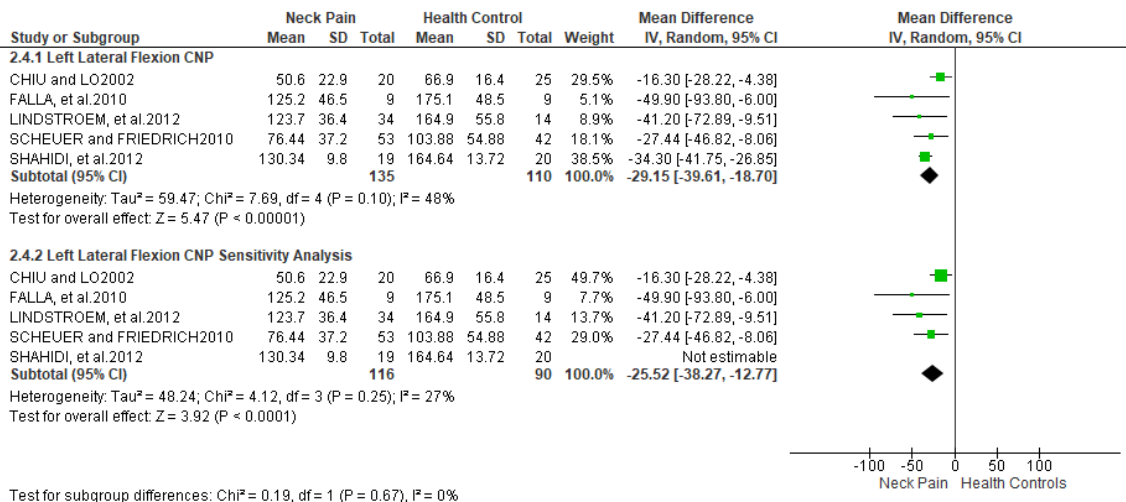
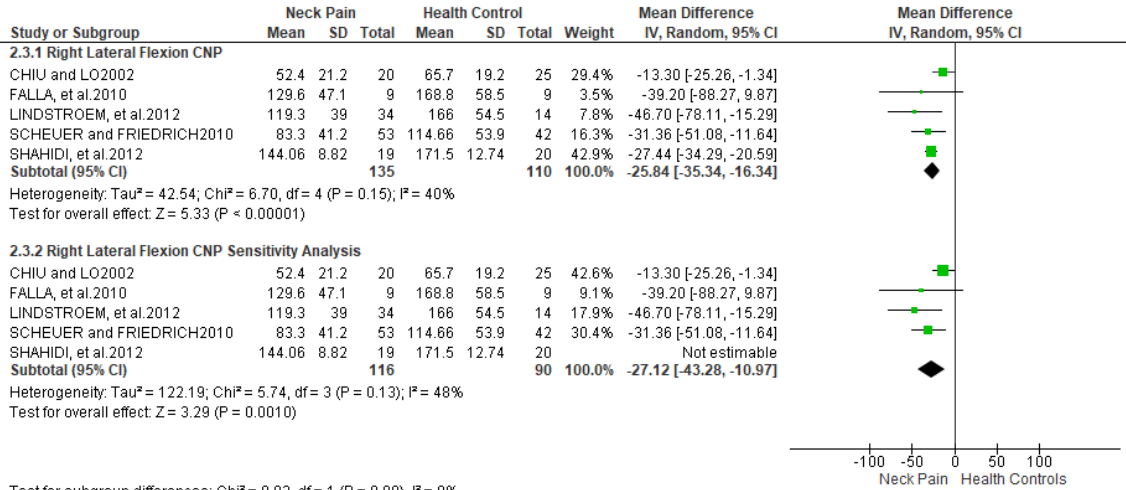
( "Neck Pain" ) OR ( "Neck Pains" ) OR ( "Pain, Neck" ) OR ( "Pains, Neck" ) OR ( "Neck Ache" ) OR ( "Ache, Neck" ) OR ( "Aches, Neck" ) OR ( "Neck Aches" ) OR ( "Cervicalgia" ) OR ( "Cervicalgias" ) OR ( "Cervicodynia" ) OR ( "Cervicodynias" ) OR ( "Neckache" ) OR ( "Neckaches" ) OR ( "Cervical Pain" ) OR ( "Cervical Pains" ) OR ( "Pain, Cervical" ) OR ( "Pains, Cervical" ) OR ( "Posterior Cervical Pain" ) OR ( "Cervical Pain, Posterior" ) OR ( "Cervical Pains, Posterior" ) OR ( "Pain, Posterior Cervical" ) OR ( "Pains, Posterior Cervical" ) OR ( "Posterior Cervical Pains" ) OR ( "Posterior Neck Pain" ) OR ( "Neck Pain, Posterior" ) OR ( "Neck Pains, Posterior" ) OR ( "Pain, Posterior Neck" ) OR ( "Pains, Posterior Neck" ) OR ( "Posterior Neck Pains" ) OR ( "Anterior Cervical Pain" ) OR ( "Anterior Cervical Pains" ) OR ( "Cervical Pain, Anterior" ) OR ( "Cervical Pains, Anterior" ) OR ( "Pain, Anterior Cervical" ) OR ( "Pains, Anterior Cervical" ) OR ( "Anterior Neck Pain" ) OR ( "Anterior Neck Pains" ) OR ( "Neck Pain, Anterior" ) OR ( "Neck Pains, Anterior" ) OR ( "Pain, Anterior Neck" ) OR ( "Pains, Anterior Neck" ) OR ( "Whiplash Injuries" ) OR ( "Injuries, Whiplash" ) OR ( "Injury, Whiplash" ) OR ( "Whiplash Injury" ) OR ( "Neck Injuries" ) OR ( "Injuries, Neck" ) OR ( "Injury, Neck" ) OR ( "Neck Injury" )

## AND

( "Isometric Contraction" ) OR ( "Contraction, Isometric" ) OR ( "Contractions, Isometric" ) OR ( "Isometric Contractions" ) OR ( "Muscle Strength Dynamometer" ) OR ( "Dynamometer, Muscle Strength" ) OR ( "Dynamometers, Muscle Strength" ) OR ( "Muscle Strength Dynamometers" ) OR ( "Muscle Strength" ) OR ( "Strength, Muscle" )

## SUPPLEMENTARY MATERIAL B – Additional analysis





## REFERENCES

1. Hoy DG, Protani M, De R, Buchbinder R. The epidemiology of neck pain. *Best Pract Res Clin Rheumatol.* 2010;24(6):783-792. doi:10.1016/j.berh.2011.01.019.
2. Blanpied PR, Gross AR, Elliott JM, et al. Neck Pain: Revision 2017. *J Orthop Sport Phys Ther.* 2017;47(7):A1-A83. doi:10.2519/jospt.2017.0302.
3. Cohen SP. Epidemiology, diagnosis, and treatment of neck pain. *Mayo Clin Proc.* 2015;90(2):284-299. doi:10.1016/j.mayocp.2014.09.008.
4. Dieleman JL, Baral R, Birger M, et al. US Spending on Personal Health Care and Public Health, 1996-2013. *Jama.* 2016;316(24):2627. doi:10.1001/jama.2016.16885.
5. Hoy D, March L, Brooks P, et al. The global burden of low back pain: estimates from the Global Burden of Disease 2010 study. *Ann Rheum Dis.* 2014;73(6):968-974. doi:10.1136/annrheumdis-2013-204428.
6. Falla D, Gizzi L, Parsa H, Dieterich A, Petzke F. People With Chronic Neck Pain Walk With a Stiffer Spine. *J Orthop Sport Phys Ther.* 2017;47(4):1-33. doi:10.2519/jospt.2017.6768.
7. Stenneberg MS, Rood M, de Bie R, Schmitt MA, Cattrysse E, Scholten-Peeters GG. To What Degree Does Active Cervical Range of Motion Differ Between Patients With Neck Pain, Patients With Whiplash, and Those Without Neck Pain? A Systematic Review and Meta-Analysis. *Arch Phys Med Rehabil.* 2017;98(7):1407-1434. doi:10.1016/j.apmr.2016.10.003.
8. Pauw R De, Coppieters I, Kregel J, Meulemeester K De, Danneels L, Cagnie B. Does muscle morphology change in chronic neck pain patients? – A systematic review. *Man Ther.* 2016. doi:10.1016/j.math.2015.11.006.
9. Falla D, Bilenkij G, Jull G. Patients with chronic neck pain demonstrate altered patterns of muscle activation during performance of a functional upper limb task. *Spine (Phila Pa 1976).* 2004;29(13):1436-1440. doi:10.1097/01.BRS.0000128759.02487.BF.

10. Salmon DM, Harrison MF, Sharpe D, Albert WJ, Candow D, Neary JP. Exercise therapy for improved neck muscle function in helicopter aircrew. *Aviat Sp Environ Med*. 2013;84(10):1046-1054. doi:10.3357/ASEM.3593.2013.
11. Caputo GM, Di Bari M, Naranjo Orellana J. Group-based exercise at workplace: short-term effects of neck and shoulder resistance training in video display unit workers with work-related chronic neck pain—a pilot randomized trial. *Clin Rheumatol*. 2017;36(10):2325-2333. doi:10.1007/s10067-017-3629-2.
12. Gross A, Tm K, Jp P, et al. Exercises for mechanical neck disorders ( Review ) Exercises for mechanical neck disorders. *Cochrane Database Syst Rev*. 2015;(1). doi:10.1002/14651858.CD004250.pub5.Copyright.
13. Dimitriadis Z, Kapreli E, Strimpakos N, Oldham J. Hypocapnia in patients with chronic neck pain: association with pain, muscle function, and psychologic states. *Am J Phys Med Rehabil*. 2013;92(9):746-754. doi:10.1097/PHM.0b013e31829e74f7.
14. Lindstrom R, Schomacher J, Farina D, Rechter L, Falla D. Association between neck muscle coactivation, pain, and strength in women with neck pain. *Man Ther*. 2011;16(1):80-86. doi:10.1016/j.math.2010.07.006.
15. Shahidi B, Johnson CL, Curran-Everett D, Maluf KS. Reliability and group differences in quantitative cervicothoracic measures among individuals with and without chronic neck pain. *BMC Musculoskelet Disord*. 2012;13:215. doi:10.1186/1471-2474-13-215.
16. Cibulka MT, Herren J, Kilian A, Smith S, Mahmutovic F, Dolles C. The reliability of assessing sternocleidomastoid muscle length and strength in adults with and without mild neck pain. *Physiother Theory Pr*. 2017;33(4):323-330. doi:10.1186/s40798-017-0083-210.1080/09593985.2017.1302539.
17. Nagai T, Abt JP, Sell TC, et al. Neck proprioception, strength, flexibility, and posture in pilots with and without neck pain history. *Aviat Sp Env Med*. 2014;85(5):529-535.
18. Van den Oord MH, De Loose V, Sluiter JK, Frings-Dresen MH. Neck strength, position sense, and motion in military helicopter crew with and without neck pain. *Aviat Sp Environ Med*. 2010;81(1):46-51.

19. Stroup DF, Berlin JA, Morton SC, et al. Meta-analysis of observational studies in epidemiology: a proposal for reporting. Meta-analysis Of Observational Studies in Epidemiology (MOOSE) group. *JAMA*. 2000;283(15):2008-2012. doi:10.1001/jama.283.15.2008.
20. Higgins JP, Green S. Cochrane Handbook for Systematic Reviews of Interventions Version 5.1.0 [updated March 2011]. *Cochrane Collab*. 2011. <http://handbook.cochrane.org>.
21. Deeks JJ, Dinnes J, D'Amico R, et al. Evaluating non-randomised intervention studies. *Health Technol Assess (Rockv)*. 2003;7(27). doi:10.3310/hta7270.
22. Wells G, Shea B, O'Connell D, et al. The Newcastle-Ottawa Scale (NOS) for assessing the quality of nonrandomised studies in meta-analyses. [http://www.ohri.ca/programs/clinical\\_epidemiology/oxford.asp](http://www.ohri.ca/programs/clinical_epidemiology/oxford.asp). Accessed October 20, 2017.
23. Higgins JPT, Thompson SG, Deeks JJ, Altman DG. Measuring inconsistency in meta-analyses. *BMJ Br Med J*. 2003;327(7414):557-560. doi:10.1136/bmj.327.7414.557.
24. Cooper H, Hedges L V, Valentine JC. *The Handbook of Research Synthesis and Meta-Analysis*. Russell Sage Foundation; 2009.
25. Slavin RE. Best-Evidence Synthesis: An Alternative to Meta-Analytic and Traditional Reviews. *Educ Res*. 1986;15(9):5-11. doi:10.3102/0013189X015009005.
26. O'Leary S, Jull G, Vicenzino B. Do dorsal head contact forces have the potential to identify impairment during graded craniocervical flexor muscle contractions? *Arch Phys Med Rehabil*. 2005;86(9):1763-1766. doi:10.1016/j.apmr.2005.06.002.
27. O'Leary S, Jull G, Kim M, Vicenzino B. Cranio-cervical flexor muscle impairment at maximal, moderate, and low loads is a feature of neck pain. *Man Ther*. 2007;12(1):34-39. doi:10.1016/j.math.2006.02.010.
28. Pearson I, Reichert A, De Serres SJ, Dumas JP, Cote JN. Maximal voluntary isometric neck strength deficits in adults with whiplash-associated disorders and

- association with pain and fear of movement. *J Orthop Sport Phys Ther.* 2009;39(3):179-187. doi:10.2519/jospt.2009.2950.
29. Descarreaux M, Mayrand N, Raymond J. Neuromuscular control of the head in an isometric force reproduction task: comparison of whiplash subjects and healthy controls. *Spine J.* 2007;7(6):647-653. doi:10.1016/j.spinee.2006.10.001.
  30. Scheuer R, Friedrich M. Reliability of isometric strength measurements in trunk and neck region: patients with chronic neck pain compared with pain-free persons. *Arch Phys Med Rehabil.* 2010;91(12):1878-1883. doi:10.1016/j.apmr.2010.09.009.
  31. Vernon H. The Neck Disability Index: state-of-the-art, 1991-2008. *J Manipulative Physiol Ther.* 2008;31(7):491-502. doi:10.1016/j.jmpt.2008.08.006.
  32. Chiu TT, Lo SK. Evaluation of cervical range of motion and isometric neck muscle strength: reliability and validity. *Clin Rehabil.* 2002;16(8):851-858. doi:10.1191/0269215502cr550oa.
  33. Lopez-de-Uralde-Villanueva I, Sollano-Vallez E, Del Corral T. Reduction of cervical and respiratory muscle strength in patients with chronic nonspecific neck pain and having moderate to severe disability. *Disabil Rehabil.* 2017:1-10. doi:10.1080/09638288.2017.1337239.
  34. Silverman JL, Rodriguez AA, Agre JC. Quantitative cervical flexor strength in healthy subjects and in subjects with mechanical neck pain. *Arch Phys Med Rehabil.* 1991;72(9):679-681.
  35. Lindstroem R, Graven-Nielsen T, Falla D. Current pain and fear of pain contribute to reduced maximum voluntary contraction of neck muscles in patients with chronic neck pain. *Arch Phys Med Rehabil.* 2012;93(11):2042-2048. doi:10.1016/j.apmr.2012.04.014.
  36. Muceli S, Farina D, Kirkesola G, Katch F, Falla D. Reduced force steadiness in women with neck pain and the effect of short term vibration. *J Electromyogr Kinesiol.* 2011;21(2):283-290. doi:10.1016/j.jelekin.2010.11.011.
  37. Falla D, Lindstrom R, Rechter L, Farina D. Effect of pain on the modulation in discharge rate of sternocleidomastoid motor units with force direction. *Clin*

- Neurophysiol.* 2010;121(5):744-753. doi:10.1016/j.clinph.2009.12.029.
38. Ylinen J, Salo P, Nykanen M, Kautiainen H, Hakkinen A. Decreased isometric neck strength in women with chronic neck pain and the repeatability of neck strength measurements. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004;85(8):1303-1308. doi:10.1016/j.apmr.2003.09.018.
  39. Cagnie B, Cools A, De Loose V, Cambier D, Danneels L. Differences in isometric neck muscle strength between healthy controls and women with chronic neck pain: the use of a reliable measurement. *Arch Phys Med Rehabil.* 2007;88(11):1441-1445. doi:10.1016/j.apmr.2007.06.776.
  40. Rezasoltani A, Ali-Reza A, Khosro KK, Abbass R. Preliminary study of neck muscle size and strength measurements in females with chronic non-specific neck pain and healthy control subjects. *Man Ther.* 2010;15(4):400-403. doi:10.1016/j.math.2010.02.010.
  41. Jordan A, Mehlsen J, Ostergaard K. A comparison of physical characteristics between patients seeking treatment for neck pain and age-matched healthy people. *J Manip Physiol Ther.* 1997;20(7):468-475. [http://link-periodicos-capes.gov.br/ez45.periodicos.capes.gov.br/sfxlcl41/?frbrVersion=3&ctx\\_ver=Z39.88-2004&ctx\\_enc=info:ofi/enc:UTF-8&ctx\\_tim=2017-10-19T19%3A54%3A31IST&url\\_ver=Z39.88-2004&url\\_ctx\\_fmt=infofi/fmt:kev:mtx:ctx&rfr\\_id=info:sid/primo.exlibri](http://link-periodicos-capes.gov.br/ez45.periodicos.capes.gov.br/sfxlcl41/?frbrVersion=3&ctx_ver=Z39.88-2004&ctx_enc=info:ofi/enc:UTF-8&ctx_tim=2017-10-19T19%3A54%3A31IST&url_ver=Z39.88-2004&url_ctx_fmt=infofi/fmt:kev:mtx:ctx&rfr_id=info:sid/primo.exlibri).
  42. Jordan A, Mehlsen J. Cervicobrachial syndrome: Neck muscle function and effects of training. *J Musculoskelet Pain.* 1993;1(3-4):283-288. doi:10.1300/J094v01n03\_31.
  43. Barton PM, Hayes KC. Neck flexor muscle strength, efficiency, and relaxation times in normal subjects and subjects with unilateral neck pain and headache. *Arch Phys Med Rehabil.* 1996;77(7):680-687.
  44. Breivik H, Collett B, Ventafridda V, Cohen R, Gallacher D. Survey of chronic pain in Europe: Prevalence, impact on daily life, and treatment. *Eur J Pain.* 2006;10(4):287-333. doi:10.1016/j.ejpain.2005.06.009.
  45. Winter DA. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement.* Vol 2nd.; 2009. doi:10.1002/9780470549148.



46. Vasavada AN, Li S, Delp SL. Influence of muscle morphometry and moment arms on the moment-generating capacity of human neck muscles. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1998;23(4):412-422.
47. Kamibayashi LK, Richmond FJR. Morphometry of human neck muscles. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1998;23(12):1314-1323. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9654620>.
48. Vlaeyen JWS, Linton SJ. Fear-avoidance and its consequences in chronic musculoskeletal pain: a state of the art. *Pain*. 2000;85(3):317-332. doi:10.1016/S0304-3959(99)00242-0.
49. Hodges PW, Tucker K. Moving differently in pain: A new theory to explain the adaptation to pain. *Pain*. 2011;152(SUPPL.3):S90-S98. doi:10.1016/j.pain.2010.10.020.
50. Nigg BM, Herzog W. *Biomechanics of the Musculo-Skeletal System*. 3rd ed.; 2007.
51. Basmajian J V, De Luca CJ. *Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography*. 5th ed. Baltimore: Williams and Wilkins; 1985.
52. Cavanaugh JM, Lu Y, Chen C, Kallakuri S. Pain generation in lumbar and cervical facet joints. *J Bone Joint Surg Am*. 2006;88 Suppl 2:63-67. doi:10.2106/JBJS.E.01411.
53. Boyd-Clark LC, Briggs C a, Galea MP. Muscle spindle distribution, morphology, and density in longus colli and multifidus muscles of the cervical spine. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2002;27(7):694-701. doi:10.1097/00007632-200204010-00005.
54. Cheng C-H, Chien A, Hsu W-L, Yen L-W, Lin Y-H, Cheng H-YK. Changes of postural control and muscle activation pattern in response to external perturbations after neck flexor fatigue in young subjects with and without chronic neck pain. *Gait Posture*. 2015;41(3):801-807. doi:10.1016/j.gaitpost.2015.02.007.
55. Taylor HH, Murphy B. The Effects of Spinal Manipulation on Central Integration of Dual Somatosensory Input Observed After Motor Training: A Crossover Study.

- J Manipulative Physiol Ther.* 2010;33(4):261-272.  
doi:10.1016/j.jmpt.2010.03.004.
56. MIRANDA IF, FACCHINI D, MANFIO EF. Influence of Cervical Spine Manipulation on Neck Joint Position Sense error in patients with chronic neck pain. *Man Ther Posturology Rehabil J.* 2016;14(December):1-8.  
doi:mtprehabjournal.2016.14.405.
57. Hartling L, Milne A, Hamm MP, et al. Testing the Newcastle Ottawa Scale showed low reliability between individual reviewers. *J Clin Epidemiol.* 2013;66(9):982-993. doi:10.1016/j.jclinepi.2013.03.003.
58. Shamliyan T, Kane RL, Dickinson S. A systematic review of tools used to assess the quality of observational studies that examine incidence or prevalence and risk factors for diseases. *J Clin Epidemiol.* 2010;63(10):1061-1070.  
doi:10.1016/j.jclinepi.2010.04.014.
59. Salo P, Ylinen J, Kautiainen H, Häkkinen K, Häkkinen A. Neck muscle strength and mobility of the cervical spine as predictors of neck pain: A prospective 6-year study. *Spine (Phila Pa 1976).* 2012;37(12):1036-1040.  
doi:10.1097/BRS.0b013e31823b405e.

### **CAPÍTULO III - FORÇA DOS FLEXORES PROFUNDOS E SUPERFICIAIS DA COLUNA CERVICAL DURANTE EXERCÍCIOS ISOMÉTRICOS E DINÂMICOS DO PESCOÇO**

#### **RESUMO**

O objetivo deste estudo foi comparar a força dos flexores profundos e superficiais da coluna cervical e a força articular cervical durante exercícios de fortalecimento do pescoço através de um modelo biomecânico. Este estudo foi composto por 20 participantes homens com idade de 29 ( $\pm 6$ ) anos, massa 70 ( $\pm 6.4$ ) Kg e estatura 1.78 ( $\pm 0.04$ ) metros. Todos os participantes foram avaliados durante exercícios de fortalecimento do pescoço em: (1) Flexão; (2) Extensão e (3) Flexão Lateral Direita, com dois tipos de contrações: (a) Isométrica e (b) Dinâmica. Foram realizadas 5 repetições para cada exercício dinâmico e os exercícios isométricos mantidos por 10 segundos. As cargas foram definidas entre 15-25% da capacidade máxima de produção de força do pescoço. Os dados cinemáticos e cinéticos foram obtidos pelo BTS Smart-DX e exportados para o modelo biomecânico *Biomechanics of Bodies* para obtenção das forças musculares e articulares. Com base em múltiplas ANOVAs de medidas repetidas de dois fatores, exercício (flexão, extensão, flexão lateral direita) e contração (isométrica e dinâmica) é possível afirmar que o exercício de flexão dinâmica apresentou os maiores valores de força dos flexores profundos e força articular cervical, enquanto que a força dos flexores superficiais não apresentaram diferença entre a flexão isométrica e dinâmica.

**Palavras-chave:** Adaptação Biológica; Terapia por exercício; Modelamento musculoesquelético; Dinâmica Inversa; Otimização

## INTRODUÇÃO

Diversas adaptações funcionais no tecido musculoesquelético podem ser associadas à cervicalgia crônica <sup>1,2</sup>. Dentre estas adaptações, destacam-se a diminuição da ativação, da área de seção transversa, da resistência e da força dos flexores profundos cervicais (FPC) <sup>2</sup> juntamente com um aumento da ativação e da área de seção transversa dos flexores superficiais <sup>3-6</sup>.

Dentro das diretrizes de tratamento para cervicalgia <sup>7,8</sup>, uma das recomendações é a realização de exercícios específicos para o pescoço, uma vez que produz maior alívio de dor que exercícios globais <sup>8-10</sup>. Além do efeito hipalgésico do exercício <sup>9,10</sup>, o exercício também deve corrigir as adaptações funcionais geradas pela cervicalgia <sup>2</sup>, dando enfoque para exercícios que aumentem a ativação muscular dos FPC <sup>4</sup>, enquanto mantém uma baixa ativação dos flexores superficiais <sup>5</sup>. Portanto, os exercícios que contemplem estas características são aqueles que têm o melhor efeito desejado para indivíduos com cervicalgia crônica.

Diversos exercícios vêm sendo propostos para tratamento da cervicalgia <sup>8-10</sup>. Dentre os exercícios destaca-se o exercício de flexão crânio-cervical, o qual se mostrou mais eficaz em aumentar a ativação dos FPC comparado a um exercício de resistência cervical em supino <sup>4</sup>. Além deste exercício, destacam-se também os exercícios isométricos e dinâmicos com auxílios de faixas elásticas <sup>11,12</sup>. Entretanto não foram encontrados estudos que avaliassem a força dos FPC e superficiais durante diferentes exercícios para o pescoço, apenas durante o exercício de retração cervical, comparando indivíduos com anteriorização cervical ou não <sup>13</sup>.

A ativação muscular dos esternocleidomastoides (ECM) pode ser facilmente avaliada com um eletromiógrafo de superfície <sup>14,15</sup>. Os FPC também podem ser avaliados através de um eletromiógrafo, entretanto, o procedimento é invasivo devido a inserção de eletrodos via região orofaríngea <sup>16</sup> dificultando, ou até mesmo impossibilitando, avaliações durante exercícios dinâmicos do pescoço. Uma alternativa à eletromiografia é o modelamento biomecânico<sup>17,18</sup>, que apesar de dar respostas de força muscular estimada, a qual não representa o recrutamento mioelétrico <sup>19</sup>, pode trazer respostas sobre exercícios que produzem mais força em determinados músculos, e quais exercícios tem o melhor efeito desejado para indivíduos com cervicalgia crônica.

O *Biomechanics of Bodies* (BoB) é uma plataforma de modelamento biomecânico do sistema musculoesquelético do corpo humano, desenvolvido inteiramente no sistema MATLAB e permite através da técnica da dinâmica inversa, seguida de uma técnica de otimização, estimar quais as forças musculares e articulares durante, por exemplo, um exercício dinâmico do pescoço<sup>20,21</sup>. Portanto o BoB pode ser uma alternativa para estimar a força dos FPC de forma não invasiva e possibilitando a avaliação de diferentes exercícios para o pescoço. Além disso, possui respostas de força muscular com altas correlações com respostas eletromiográficas dos ECM (Apêndice 1).

Além do efeito hipalgésico e de corrigir as adaptações funcionais, o exercício tem de ser mecanicamente seguro para as estruturas cervicais, uma vez que toda articulação do corpo humano tem um limite de sobrecarga que pode aguentar antes de ceder, o chamado ponto de cedência, avaliado, no caso das vértebras, através de estudos *in vitro* com auxílio da relação força/deformação<sup>18,22</sup>. Em vértebras da coluna, o ponto de cedência é influenciado por diversos fatores como idade, morfologia, área de seção transversa, densidade mineral óssea. Portanto, avaliarmos a força articular resultante durante diferentes exercícios para o pescoço investigando se o exercício pode ser lesivo, auxilia a verificar a segurança de um exercício nas estruturas do sistema musculoesquelético.

Portanto, o objetivo deste estudo foi comparar a força muscular dos FPC, dos ECM e a força articular na coluna cervical baixa durante exercícios de flexão, extensão e flexão lateral do pescoço realizados com contrações isométricas e dinâmicas.

## MÉTODOS

### AMOSTRA

Os critérios de inclusão foram homens saudáveis sem histórico de dor no pescoço nos últimos três meses antes da coleta dos dados; sem histórico de alterações ortopédicas na coluna cervical; sem alteração musculoesquelética considerável nas duas últimas semanas antes da coleta de dados; sem histórico de alterações neurológicas, vestibulares ou contra-indicações absolutas para exercícios.

Critérios de exclusão foram participantes que não fossem capazes de fazer o movimento de forma correta.

A estimativa do cálculo amostral foi feita usando o G\*Power 3.1, prevendo uma ANOVA de medidas repetidas com dois fatores; contração (isométrica e dinâmica); exercício (flexão, extensão e flexão lateral direita); assumindo um  $\alpha = 0.05$  e um poder de  $1-\beta = 0.80$ . O tamanho de efeito F calculado em 0.324, com base nos resultados da literatura <sup>23</sup>, foi utilizado para estimar a amostra em 20 participantes.

Portanto a amostra foi composta por 20 homens com 29.9 (6.3) anos de idade, 79.05 (6.5) kg e 1.78 (0.04) metros de estatura, recrutada através de mídias eletrônicas. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (n° 74766417.2.0000.5347).

## PROTOCOLO EXPERIMENTAL

Foram analisadas seis situações comumente utilizadas para reabilitação e fortalecimento do pescoço <sup>12,24-26</sup>: extensão, flexão e flexão lateral direita do pescoço, todas realizadas com contração isométrica e dinâmica. Todas as situações foram realizadas com uso de um cinto de fortalecimento do pescoço com regulagem o *The Neck Flex* (Gonzo Companies, EUA) <sup>11,12</sup> que possui quatro argolas de fixação para as faixas elásticas, podendo realizar exercícios nos diferentes planos de movimento.

Uma célula de carga SV50 (Alfa Instrumentos, Brasil) previamente calibrada, foi utilizada para obtenção da capacidade de produção de força isométrica nos movimentos de extensão, flexão e flexão lateral direita como forma de normalizar a carga do exercício para cada participante (Figura 3.1). Duas repetições foram feitas de forma randomizadas para cada movimento com descanso de 30 segundos entre repetições e 1 minuto entre movimentos, e caso a diferença entre a primeira e a segunda repetição fossem maior que 20% uma terceira tentativa era feita. As avaliações seguiram recomendações de estudo prévio que apresentou altos índices de precisão <sup>27</sup>.



Figura 3.1 - Avaliação da capacidade de produção de força do pescoço em flexão

As seis situações de fortalecimento do pescoço foram realizadas com o participante em posição ortostática com um pé em cada plataforma de força, com os braços paralelos ao corpo, cabeça em posição neutra e utilizando o cinto de fortalecimento do pescoço com uma faixa elástica (Figura 3.2). Os exercícios isométricos foram mantidos por 10 segundos, com a cabeça em retração cervical, a partir do momento que a carga externa fosse alcançada. Para os exercícios dinâmicos os participantes iniciavam com a cabeça na posição neutra seguido de uma amplitude cervical máxima do movimento do exercício (flexão, extensão, flexão lateral direita máxima) retornando a cabeça a uma posição inicial neutra; todos os exercícios foram feitos com uma série de cinco repetições após uma familiarização. A carga externa alcançou o seu máximo ao final da amplitude de movimento de cada exercício e a ordem das avaliações foram feitas de forma randomizada para cada participante.



Figura 3.2 - Figura representativa da coleta de dados

A carga externa do exercício foi alcançada com auxílio de uma faixa elástica que alcançasse entre 15 a 25% da capacidade de produção de força isométrica do movimento do exercício. Esta carga foi definida por ser recomendada para maximizar a ativação dos FPC e minimizar a ação sinérgica dos flexores superficiais <sup>28</sup>. Como implemento para o exercício, uma faixa elástica previamente calibrada (Apêndice 5) foi fixada ao cinto de fortalecimento do pescoço e ancorada a uma haste de ferro posicionado de forma que alcançasse a carga necessária ao final da amplitude de movimento. Para impedir uma carga excessiva durante o exercício, uma corda foi fixada nas extremidades da faixa elástica impedindo comprimentos maiores que o necessário.

## COLETA DE DADOS

Para aquisição das variáveis cinemáticas, foi utilizado um sistema de captura de movimento de alta definição BTS Smart-DX (BTS Bioengineering, Itália) composto por 10 câmeras infravermelho com frequência de amostragem de 100 Hz com resolução espacial de 4 megapixels. O conjunto de marcadores reflexivos Plug-in-Gait



<sup>29</sup> foi utilizado para identificação dos segmentos corporais e reconstrução espacial de todo corpo humano. Dois marcadores reflexivos, um em cada extremidade da faixa elástica foram utilizados para obter os dados de variação do comprimento, bem como a direção da mesma.

A força de reação do solo foi captada com duas plataformas de força 3D BTS P-6000 (BTS Bioengineering, Itália). A P-6000 é uma plataforma de força de alta performance, equipada com 12 sensores piezoelétricos os quais medem os três componentes de força ântero-posterior (Fx), médio-lateral (Fy) e vertical (Fz), assim como o torque ao redor dos três eixos Mx, My e Mz. Tais informações cinéticas são necessárias uma vez que o modelamento biomecânico utiliza, como parâmetro de entrada, todas as forças externas agindo no corpo para resolver as equações de movimento. A taxa de amostragem das plataformas de força foi de 100Hz <sup>30</sup> e estavam em sincronia com as câmeras para a avaliação cinemática.

### *BIOMECHANICS OF BODIES*

O modelo biomecânico musculoesquelético utilizado foi o *Biomechanics of Bodies* <sup>21,31</sup>. O BoB estima os torques e forças articulares e musculares utilizando variáveis cinemáticas relacionadas ao movimento do corpo de interesse, cinéticas relacionadas às forças agindo no corpo, um modelo esquelético com variáveis de massa e altura definidas para cada sujeito, modelo muscular e uma função de custo utilizada para resolver o problema da distribuição da força muscular <sup>18</sup>.

O modelo esquelético do BoB é um modelo de corpo inteiro, composto por 36 segmentos rígidos articulados representando as principais articulações do corpo respeitando cada artrocinemática em particular. O modelo utiliza os valores antropométricos que são adaptados proporcionalmente para a altura e massa de cada participante <sup>32</sup>. O modelo muscular, é constituído por mais de 600 feixes musculares. Especificamente na região do pescoço são 18 músculos divididos em 78 feixes musculares (Apêndice 3) <sup>21,31</sup>. Originalmente o modelo muscular do BoB considera o músculo ECM dividido em dois feixes, um deles com uma ação extensora e outro com uma ação flexora. Considerando que ainda há controvérsia na literatura com relação a esta dupla função do ECM <sup>33</sup> o feixe com ação extensora foi desativado. O BoB

estima os torques que ocorrem nas articulações usando o método da dinâmica inversa utilizando a Equação 3.1.

$$\Gamma_j = \sum_{d=1}^h I_d \alpha_d + \sum_{d=1}^h [r_d \times (Fe_d - M_d a_d)] \quad (3.1)$$

Em que:

- $j$  = cada uma das articulações consideradas;
- $d$  = cada segmento distal a  $j$ ;
- $h$  = número total de segmentos distais a  $j$ ;
- $I_d$  = valor inercial do segmento distal  $d$ ;
- $\alpha_d$  = aceleração angular do segmento distal  $d$ ;
- $r_d$  = vetor posição do  $d$ ésimo segmento distal a  $j$  em relação a  $j$ ;
- $Fe_d$  = força externa agindo no segmento distal  $d$ ;
- $M_d$  = massa do  $d$ ésimo segmento distal a  $j$ ;
- $a_d$  = aceleração linear do  $d$ ésimo segmento distal a  $j$ ;

No entanto por não ter uma solução única devido a redundância muscular, ou seja, vários músculos agindo para um mesmo movimento na mesma articulação, o BoB utiliza um método de otimização (Equação 3.2) para resolver o problema de distribuição da força muscular <sup>18</sup>. Este método de otimização baseia-se na minimização da soma dos quadrados das forças musculares <sup>34</sup>. Esta opção justifica-se fisiologicamente pois a redução da ativação máxima dos músculos está associada a uma redução da propensão à fadiga <sup>21,31</sup>, e foi mencionado pela primeira vez por Weber, Weber (1836) <sup>35</sup>, que afirmou que o homem anda "da maneira que nos proporciona o menor gasto de energia por mais tempo e com os melhores resultados", e este poderia ser um dos critérios para seleção muscular pelo sistema nervoso central <sup>36</sup>.

$$\text{minimizar } \sum_{i=1}^n \left( \frac{F_i}{F0_i} \right)^2 \quad (3.2)$$

Em que:

- $i$  = cada um dos músculos agindo em uma mesma articulação;
- $n$  = quantidade de músculos considerados na articulação em questão
- $F_i$  = Força muscular estimada para o músculo  $i$ ;
- $F0_i$  = Máxima força muscular atribuída para o músculo  $i$ ;

Após solucionar as equações newtonianas rotacionais e os procedimentos de otimização e aplicando a equação newtoniana translacional é possível obtermos as forças articulares as quais são a soma vetorial das forças de cada articulação (Equação 3.3).

$$CF_j = \sum_{i=1}^n F_i + \sum_{j=1}^p m_j \ddot{r}_j - \sum_{k=1}^q Fe_k \quad (3.3)$$

Em que:

- $CF_j$  = vetor força de contato articular atuante na articulação  $j$ ;
- $i$  = cada um dos músculos agindo em uma mesma articulação;
- $n$  = quantidade total de músculos considerados na articulação em questão;
- $j$  = cada uma das articulações consideradas;
- $p$  = quantidade total de articulações
- $k$  = cada uma das forças externas consideradas;
- $q$  = quantidade total de forças externas
- $F_i$  = Força muscular estimada para o músculo  $i$ ;
- $m_j$  = massa do segmento distal  $j$ ;
- $\ddot{r}_j$  = aceleração do segmento distal  $j$
- $Fe_k$  =  $k$ ésima força externa aplicada aos segmentos distais da articulação;

## ANÁLISE DE DADOS

Os dados cinemáticos e cinéticos foram analisados com auxílio dos *softwares* BTS Smart-Tracker e BTS Smart-Analyzer. A carga da faixa elástica foi predita através do comprimento da faixa elástica captada durante a coleta e utilizando uma curva polinomial de segunda ordem criada através da calibração prévia da faixa elástica utilizada (Apêndice 5) <sup>37</sup>.

Todos os dados cinéticos e cinemáticos foram filtrados com um filtro Butterworth passa baixa de 5Hz e de 4ª ordem, com frequência de corte definida através da análise de resíduos de Winter <sup>17</sup>. Todos os dados necessários serviram como parâmetros de entrada para o BoB, com uma taxa de amostragem de 100Hz. Após processamento foram exportados do BoB o ângulo de C7-T1 (nos três eixos), torque muscular resultante (do eixo do movimento executado), força muscular, dada em porcentagem ao máximo que o respectivo músculo pode produzir anatomicamente, dos FPC (média do longo da cabeça e longo do pescoço bilateral), de ambos ECM e também a força articular resultante. O ângulo entre C7-T1 foi utilizado como referência para definir cada uma das execuções do exercício dinâmico, tendo como base o pico do ângulo do movimento do exercício.

Para representação numérica dos desfechos dos exercícios dinâmicos, foi utilizado a média do valor máximo das cinco repetições para cada variável correspondente. Ainda, quando a média do torque muscular no plano do movimento do exercício tivesse um coeficiente de variação maior que 15%, era excluída da análise a repetição que fosse mais discrepante, e a média recalculada com menos repetições. Este procedimento foi utilizado para evitar valores discrepantes principalmente devido a variações de aceleração e amplitude de movimento da cabeça. Para os exercícios isométricos, foi excluído o primeiro e último segundo e utilizado o valor de média dos 8 segundos do meio do exercício.

## ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os tratamentos estatísticos foram realizados no *software* SPSS-22.0 para os dados de força estimada dos FPC e de ambos ECM, assim como a força articular resultante. Os dados apresentaram uma distribuição paramétrica pelo teste de

Shapiro-Wilk, portanto foi utilizado média e desvio padrão como valores descritivos. Para os testes inferenciais inicialmente foi utilizado o teste de Mauchly que quando violado, foi aplicada as correções de Greenhouse e Geisser. Posteriormente, foi utilizado múltiplas Análises de Variâncias (ANOVA) de medidas repetidas com dois fatores: tipo de contração (isométrica e dinâmica) e exercício (flexão, flexão lateral e extensão pescoço) para cada desfecho avaliado. Os tamanhos de efeito foram medidos através do eta parcial ao quadrado ( $\eta^2$ )<sup>38</sup>. O nível de significância adotado foi de 0,05<sup>39</sup>.

## RESULTADOS

### CARACTERÍSTICAS DOS PARTICIPANTES

A capacidade de produção de força isométrica máxima para os movimentos de flexão, extensão e flexão lateral direita e esquerda se mostrou bastante uniforme entre os participantes, com variações em torno de 20%, para os movimentos analisados, resultando em cargas que variaram de 25 a 61N para os exercícios analisados (Tabela 3.1).

Tabela 3.1 – Capacidade de produção de força isométrica máxima do pescoço

Variáveis	Capacidade de produção de força do pescoço [N]	Carga do exercício [N]
Extensão	238.1 ( $\pm 40.0$ )	24.5 ( $\pm 5.9$ ) até 40.2 ( $\pm 10.8$ )
Flexão	162.0 ( $\pm 42.1$ )	35.3 ( $\pm 5.9$ ) até 59.8 ( $\pm 9.8$ )
Flexão Lateral Direita	167.3 ( $\pm 42.9$ )	25.5 ( $\pm 6.9$ ) até 48.0 ( $\pm 10.8$ )

Valores em Média ( $\pm$ Desvio Padrão)

### FORÇA DOS FLEXORES PROFUNDOS CERVICAL

Com base nos resultados da ANOVA, a força dos FPC na contração dinâmica (8.7%) foi maior que na contração isométrica (5.6%), desconsiderando os diferentes exercícios [ $F(1, 19) = 60.558$ ;  $p < 0.001$ ;  $\eta^2 = 76\%$ ]. Quando foram avaliados os exercícios, desconsiderando agora o tipo de contração, a força dos FPC no exercício de flexão (15.4 %) foi maior que o de flexão lateral (4.4 %), que por sua vez foi maior que o de extensão (1.64 %) [ $F(1.070, 20.323) = 88.183$ ;  $p < 0.001$ ;  $\eta^2 = 82\%$ ]. Houve também uma interação significativa ( $p < 0.001$ ) entre a contração e o exercício [ $F(1.583, 30.072) = 104.956$ ;  $\eta^2 = 85\%$ ], uma vez que no exercício de extensão a força dos FPC é menor na contração dinâmica em relação à isométrica, enquanto no exercício de flexão a força dos FPC é maior na contração dinâmica em relação à isométrica (Figura 3.3).

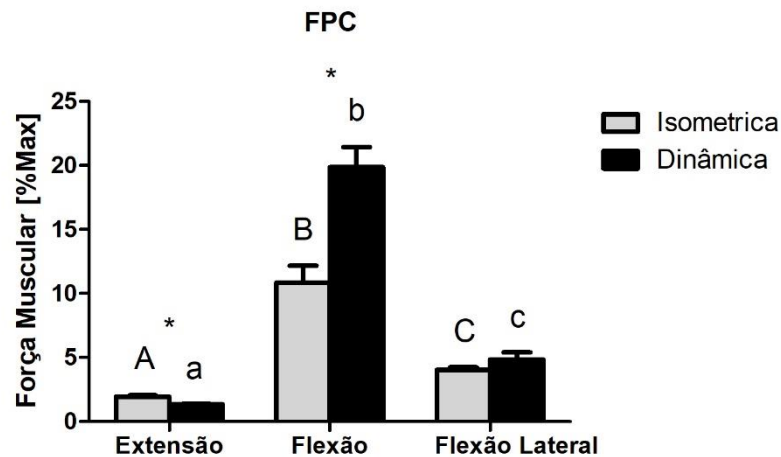


Figura 3.3 - Força estimada dos FPC. Letras maiúsculas diferentes indicam diferenças significativas inter-exercícios isométricos, enquanto letras minúsculas diferentes indicam diferenças significativas inter-exercícios dinâmicos. \* indica diferença significativa inter-contrações no mesmo exercício.

#### FORÇA DO ESTERNOCLEIDOMASTOIDE

Os músculos ECM direito e esquerdo apresentaram resultados distintos no que se refere à força estimada pelo modelo nas diferentes situações analisadas. Com base nos resultados da ANOVA, a força do ECM esquerdo não se diferenciou entre a contração dinâmica (12.51 %) e a contração isométrica (12.3 %), desconsiderando os diferentes exercícios [ $F(1, 19) = 0.142$ ;  $p=0.711$ ;  $\eta^2<0\%$ ]. Quando foram avaliados os exercícios, desconsiderando agora o tipo de contração, a força do ECM esquerdo foi maior no exercício de flexão (31.3 %) que no exercício de flexão lateral (5.6 %), que por sua vez foi maior que no exercício de extensão (0.22 %) [ $F(1.051, 19.978) = 83,277$ ;  $p<0.001$ ;  $\eta^2=81\%$ ].

Houve também uma interação significativa entre a contração e o exercício [ $F(1.178, 22.379) = 7.571$ ;  $p<0.001$ ;  $\eta^2=28\%$ ], uma vez que no exercício de flexão, os tipos de contração, isométrica e dinâmica, são semelhantes, enquanto no exercício de flexão lateral a força durante a contração dinâmica é maior do que na isométrica (Figura 3.4).

A força do ECM direito na contração isométrica (16.2 %) é maior que na contração dinâmica (13.1), desconsiderando os diferentes exercícios [ $F(1, 19) = 14.472$ ; ( $p<0.001$ );  $\eta^2=43\%$ ]. Quando foram avaliados os exercícios, desconsiderando agora o tipo de contração, a força do ECM direito foi maior durante o exercício de

flexão (29.0) do que no exercício de flexão lateral (13.1), que por sua vez foi maior que no exercício de extensão (1.8 %) [F (1.216, 23.107) = 82.674;  $p < 0.001$ ;  $\eta^2 = 81\%$ ].

De forma distinta do ECM esquerdo, para o ECM direito não houve interações significativas entre o exercício e o tipo de contração, indicando que o efeito dos diferentes tipos de contrações é o mesmo para os diferentes exercícios (Figura 3.4).

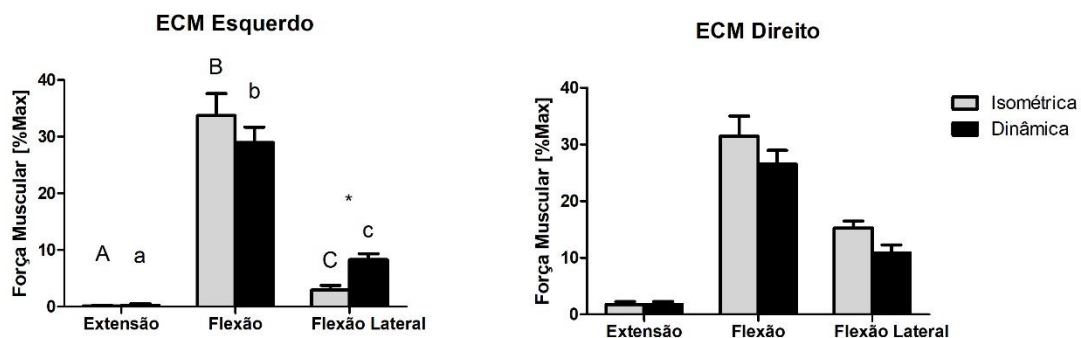


Figura 3.4 – Força muscular do esternocleidomastoide (ECM) esquerdo (I) e direito (II). Letras maiúsculas diferentes indicam diferenças significativas inter-exercícios isométricos, enquanto letras minúsculas diferentes indicam diferenças significativas inter-exercícios dinâmicos. \* indica diferença significativa inter-contrações no mesmo exercício.

## FORÇA ARTICULAR C7-T1

Com base nos resultados da ANOVA, não houve diferença na força articular entre C7-T1 entre a contração dinâmica (436.1 N) e a contração isométrica (413.2 N), sem considerar os diferentes exercícios [F (1, 19) = 2.581;  $p = 0.125$ ;  $\eta^2 = 12\%$ ]. Quando foram avaliados os exercícios, desconsiderando agora o tipo de contração, a força articular no exercício de flexão (623.6 N) foi maior que nos exercícios de extensão (330.7 N) e de flexão lateral direita (319.7 N) [F (1.107, 21.031) = 46.480;  $p < 0.001$ ;  $\eta^2 = 71\%$ ].

Houve interação significativa entre a contração e o exercício [F (1.232, 23.408) = 64.309;  $\eta^2 = 77\%$ ], mostrando que a força articular é menor no exercício de extensão durante a contração dinâmica, é maior no exercício de flexão durante a contração dinâmica, enquanto no exercício de flexão lateral não há diferença entre os tipos de contração (Figura 3.5).



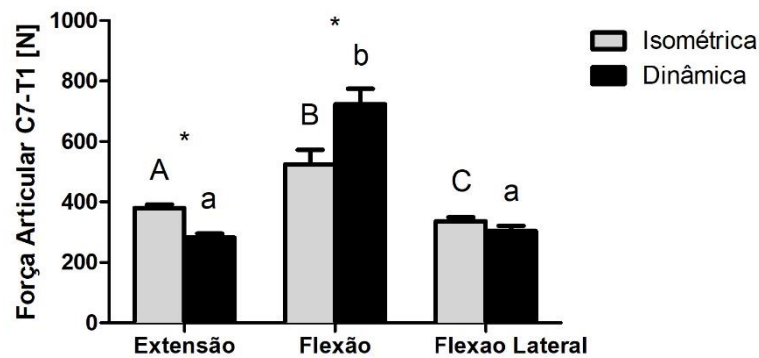


Figura 3.5 - Força Articular entre os níveis vertebrais C7-T1. Letras maiúsculas diferentes indicam diferenças significativas inter-exercícios isométricos, enquanto letras minúsculas diferentes indicam diferenças significativas inter-exercícios dinâmicos. \* indica diferença significativa inter-contrações no mesmo exercício.

## DISCUSSÃO

A força estimada dos FPC foi maior no exercício de flexão, seguido da flexão lateral e por último o de extensão (Figura 3.3). O fato da força dos FPC ter sido maior na flexão pode ser explicada pela ação flexora destes músculos; e da flexão lateral ter sido a segunda maior devido ao fato também da ação sinérgica de flexão lateral pelos FPC e por alguns participantes terem feito um pouco de flexão durante a flexão lateral<sup>40</sup>. O resultado que mais chama atenção é o aumento de quase o dobro da força dos FPC do exercício de flexão isométrica para o de flexão dinâmica (Figura 3.3).

Este aumento da força dos FPC durante o exercício de flexão dinâmica condiz com o pressuposto teórico de que há uma maior ativação de músculos profundos estabilizadores durante exercícios com menores demandas externas<sup>28</sup>. Apesar de ambos os exercícios, de flexão dinâmica e isométrica, terem sido realizados com a mesma força da faixa elástica, que ocorreu na posição final do exercício de flexão dinâmica, o torque de resistência do exercício, representativo da demanda imposta aos músculos, é distinto entre as situações. A diferença se dá, principalmente, pelo torque do peso da cabeça. No exercício isométrico a distância perpendicular do peso da cabeça ( $d_w$ ) é muito menor, enquanto a distância perpendicular da faixa elástica ( $d_{Fe}$ ) é maior (Figura 3.6). Devido a estes fatores, o torque muscular necessário para realizar o movimento do exercício dinâmico é menor na posição final. Com menor exigência muscular, os músculos que são mais demandados são os FPC<sup>28</sup>, o que justificaria o aumento da força deste grupo muscular. Este aumento das respostas

musculares dos FPC durante o exercício dinâmico, condiz com resultados de outro modelo biomecânico auxiliado por eletromiografia, que mostrou maiores níveis de ativação dos FPC em posições de flexão de cabeça <sup>41</sup>.

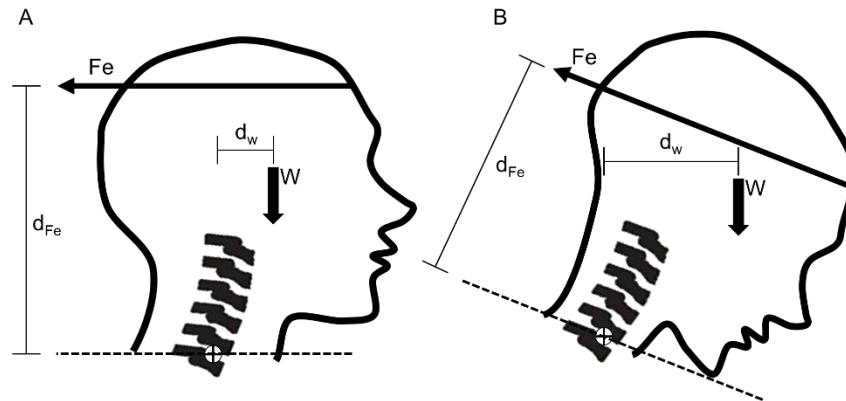


Figura 3.6 – Diagrama de corpo livre da cabeça nas situações de comparação entre o exercício de flexão isométrica (A) e na posição final do exercício flexão dinâmica (B). W – Peso da cabeça.  $d_w$  - Distância perpendicular do peso da cabeça. Fe – Força elástica.  $d_{Fe}$  - Distância perpendicular da faixa elástica.

As respostas da força dos ECM condizem com a função cinesiológica do músculo <sup>33</sup>. Independente do músculo ECM direito ou esquerdo, ambos apresentaram baixos valores durante a extensão do pescoço (Figura 3.4). Esta baixa ativação é corroborada com outros estudos <sup>42</sup>, e apesar do ECM também ter uma função extensora da cervical alta, diversos outros músculos com maior área de secção transversa são mais recrutados durante este movimento <sup>40,42</sup>. Durante o exercício de flexão os ECM direito e esquerdo apresentaram os maiores valores de força, resultado condizente com a função cinesiológica de flexão da cabeça por parte deste músculo <sup>40</sup>. Cabe salientar que, apesar de ambos ECM terem em média, menores valores durante o exercício de flexão dinâmica em relação a flexão isométrica, o tipo de contração não influencia no exercício de flexão (Figura 3.4). Como o exercício de flexão dinâmica e isométrica apresentam recrutamentos semelhantes dos ECM, pensando em minimizar a ação destes músculos, o que é sugerido durante exercícios de reabilitação de indivíduos com cervicalgia crônica <sup>4</sup>, não existe diferença em realizar o exercício de flexão do pescoço de forma isométrica ou dinâmica. Entretanto o exercício de flexão dinâmica apresentou quase o dobro da força dos FPC em relação ao isométrico (Figura 3.3, mostrando que o exercício de flexão cervical quando feito

de forma dinâmica, o efeito desejado (aumento a força dos FPC <sup>4</sup> simultaneamente à redução dos superficiais <sup>5</sup>) é alcançado de forma mais pertinente.

Quanto a força articular resultante entre C7-T1, este modelo estimou valores médios de 424.7 ( $\pm 116.9$ ) N (Figura 3.5). O exercício de extensão dinâmica apresentou o menor valor 282.1 ( $\pm 57.9$ ) N e o exercício de flexão dinâmica os maiores valores 722.8 ( $\pm 231.7$ ) N (Figura 3.5). É importante ressaltar que tais valores podem estar superestimados, uma vez que este modelo biomecânico não leva em conta torques passivos gerados por ligamentos, tendões e tecidos moles. Uma vez que os torques passivos não são levados em conta, o modelo hiperestima a necessidade do torque muscular, o qual influencia diretamente na força articular <sup>43</sup> e conseqüentemente aumentando estes valores.

Independente da contração ou exercício executado, os valores da força articular entre C7-T1 ficaram bem abaixo dos valores médios do ponto de cedência das vértebras cervicais, que é de aproximadamente 2400N <sup>44</sup>. Este valor de cedência da vértebra é ainda maior em indivíduos com a média de idade da amostra deste estudo (média 30 anos), uma vez que estes valores são de espécimes de vértebras cervicais de idosos (média de 75 anos) e o ponto de cedência tende a diminuir aproximadamente 12% a cada década <sup>22</sup>. Portanto tomando como exemplo o exercício de flexão dinâmica que apresentou a maior média de força articular (722.8N), representou menos de 30% da carga compressiva máxima suportada pela vértebra, o que mostra que apesar das limitações de comparar valores estimados de força articular por um modelo biomecânico, e que ainda por cima os valores são hiperestimados, o exercício dificilmente pode levar a uma sobrecarga articular a qual não seja suportável pelas estruturas de vértebras da coluna cervical. Além disso, o exercício de flexão, independente da contração, ter apresentado os maiores valores de força articular está de acordo com outros modelos biomecânicos com otimização baseada em eletromiografia <sup>41</sup>.

Os resultados deste estudo mostram que o exercício de flexão cervical dinâmica é o que tem o melhor efeito desejado para indivíduos com cervicalgia crônica. Isso se deve ao fato de que a capacidade de produção de força é diminuída principalmente no movimento de flexão (Capítulo 1) e por esse exercício dar enfoque no aumento da força dos FPC sem aumentar a força dos flexores superficiais, sendo estas características importantes para tratamento de indivíduos com cervicalgia

crônica<sup>4,45</sup>. Apesar do exercício de flexão cervical dinâmica ter o melhor efeito desejado para indivíduos com cervicalgia crônica, é importante ressaltar que o exercício por si só é um excelente regulador de dor através, por exemplo, da liberação de opioides endógenos centrais e periféricos, e também por mecanismos não-opioides como o sistema endocanabinoide<sup>46,47</sup>. Não há como afirmar que este exercício vai trazer melhores desfechos na dor de indivíduos com cervicalgia crônica, mas podemos afirmar que este exercício é o que tem as melhores características para modificar as adaptações funcionais geradas durante a cervicalgia crônica.

Diversos estudos já foram feitos, comparando diferentes programas de exercícios para tratamento de cervicalgia<sup>2,4,25</sup>. Quando comparado um programa de sete semanas de exercícios com flexão crânio-cervical, que objetiva fortalecer os FPC ao invés dos flexores superficiais, a um programa de treinamento de força do pescoço com participante em supino, foi encontrado que ambos os programas de exercícios foram similares na melhora de dor e incapacidade, mas apenas o exercício de flexão crânio-cervical melhorou significativamente a deficiência na ativação dos FPC<sup>4</sup>, mostrando a eficácia na correção das adaptações funcionais, além do efeito hipalgésico do exercício. Segundo uma revisão sistemática de Amiri Arimi et al.<sup>2</sup>, os exercícios específicos de flexão crânio-cervical se mostraram mais eficazes para melhorar a ativação, área de secção transversa, resistência e força dos FPC comparado a outros exercícios. Em contrapartida foi identificado em outro estudo que tanto o exercício de flexão crânio-cervical progressivo, com auxílio de biofeedback, como exercício de flexão cervical isométrica em supino, contra gravidade, foram eficazes em melhorar a capacidade de produção de força crânio-cervical<sup>48</sup>.

Algumas limitações deste estudo precisam ser apontadas. A principal limitação envolve o modelo musculoesquelético utilizado. Apesar do método de otimização ter sido avaliado parcialmente, comparando-o às respostas musculares superficiais com as eletromiográficas (Apêndice 1) e as correlações terem sido altas, esta avaliação foi feita apenas para dois músculos, os ECM, e não foi feita para a musculatura alvo deste estudo, os FPC. Outra limitação é que o modelo possui apenas três graus de liberdade de movimento de cabeça e pescoço, ou seja, movimentos provenientes da cervical alta que associados aos da cervical baixa fazem a retração cervical, principal ação dos FPC, não são levados em conta neste modelo. Apesar deste modelo ter apenas três graus de liberdade, outros modelos com seis graus de liberdade (cervical baixa e

alta) não puderam ser utilizados, uma vez não havia método de otimização para resolver o problema de distribuição das forças nestes modelos <sup>23,40</sup>. Ainda nas limitações da cinemática do BoB, os movimentos angulares entre cabeça e tronco eram divididos de forma igual para cada movimento intervertebral, o que não representa a cinemática deste sistema <sup>49</sup> e outros modelos distribuem o movimento intervertebral em forma de percentual do movimento total, o que é mais representativo da realidade <sup>40</sup>. Devido a estas limitações, o mais usual exercício de fortalecimento dos FPC, a flexão crânio-cervical não pode ser avaliada.

Portanto, levando em conta as adaptações funcionais geradas pela cervicalgia crônica, em especial a diminuição do recrutamento dos flexores profundos simultaneamente ao aumento do recrutamento dos flexores superficiais e com base nos resultados deste estudo podemos afirmar que o exercício de flexão cervical dinâmica é o exercício que produz mais força dos flexores profundos da coluna cervical enquanto mantém uma semelhante força dos superficiais comparado à flexão cervical isométrica.

## REFERENCES

1. Falla D, Gizzi L, Parsa H, Dieterich A, Petzke F. People With Chronic Neck Pain Walk With a Stiffer Spine. *J Orthop Sport Phys Ther.* 2017;47(4):1-33. doi:10.2519/jospt.2017.6768.
2. Amiri Arimi S, Mohseni Bandpei MA, Javanshir K, Rezasoltani A, Biglarian A. The Effect of Different Exercise Programs on Size and Function of Deep Cervical Flexor Muscles in Patients With Chronic Nonspecific Neck Pain. *Am J Phys Med Rehabil.* 2017;96(8):582-588. doi:10.1097/PHM.0000000000000721.
3. Falla DL, Jull GA, Hodges PW. Patients With Neck Pain Demonstrate Reduced Electromyographic Activity of the Deep Cervical Flexor Muscles During Performance of the Craniocervical Flexion Test. *Spine (Phila Pa 1976).* 2004;29(19):2108-2114. doi:10.1097/01.brs.0000141170.89317.0e.
4. Jull GA, Falla D, Vicenzino B, Hodges PW. The effect of therapeutic exercise on activation of the deep cervical flexor muscles in people with chronic neck pain. *Man Ther.* 2009;14(6):696-701. doi:10.1016/j.math.2009.05.004.
5. Jull G, Falla D. Does increased superficial neck flexor activity in the craniocervical flexion test reflect reduced deep flexor activity in people with neck pain? *Man Ther.* 2016;25:43-47. doi:10.1016/j.math.2016.05.336.
6. Pauw R De, Coppieters I, Kregel J, Meulemeester K De, Danneels L, Cagnie B. Does muscle morphology change in chronic neck pain patients? – A systematic review. *Man Ther.* 2016. doi:10.1016/j.math.2015.11.006.
7. Bier JD, Scholten-Peeters WG., Staal JB, et al. Clinical Practice Guideline for Physical Therapy Assessment and Treatment in Patients With Nonspecific Neck Pain. *Phys Ther.* 2018;98(3):162-171. doi:10.1093/ptj/pzx118.
8. Blanpied PR, Gross AR, Elliott JM, et al. Neck Pain: Revision 2017. *J Orthop Sport Phys Ther.* 2017;47(7):A1-A83. doi:10.2519/jospt.2017.0302.
9. Gross A, Tm K, Jp P, et al. Exercises for mechanical neck disorders ( Review ) Exercises for mechanical neck disorders. *Cochrane Database Syst Rev.*

- 2015;(1). doi:10.1002/14651858.CD004250.pub5.Copyright.
10. Geneen LJ, Moore RA, Clarke C, Martin D, Colvin LA, Smith BH. Physical activity and exercise for chronic pain in adults: an overview of Cochrane Reviews. In: Geneen LJ, ed. *Cochrane Database of Systematic Reviews*. Chichester, UK: John Wiley & Sons, Ltd; 2017. doi:10.1002/14651858.CD011279.pub2.
  11. Burnett AF, Naumann FL, Price RS, Sanders RH. A comparison of training methods to increase neck muscle strength. *Work*. 2005;25(3):205-210.
  12. Murray M, Lange B, Nørnberg BR, Søgaard K, Sjøgaard G. Specific exercise training for reducing neck and shoulder pain among military helicopter pilots and crew members: a randomized controlled trial protocol. *BMC Musculoskelet Disord*. 2015;16:198. doi:10.1186/s12891-015-0655-6.
  13. Han JW, Kim KH, Bae TS, Blaikie K. Biomechanical Analysis of Chin Tuck Exercise with a Subject-Specific Neck Model for the Forward Headed. *Int J Precis Eng Manuf*. 2018;19(4):587-592. doi:10.1007/s12541-018-0071-6.
  14. Falla D, Dall'Alba P, Rainoldi A, Merletti R, Jull G. Location of innervation zones of sternocleidomastoid and scalene muscles – a basis for clinical and research electromyography applications. *Clin Neurophysiol*. 2002;113(1):57-63. doi:10.1016/S1388-2457(01)00708-8.
  15. Sommerich CM, Joines SMB, Hermans V, Moon SD. Use of surface electromyography to estimate neck muscle activity. *J Electromyogr Kinesiol*. 2000;10(6):377-398. doi:Doi 10.1016/S1050-6411(00)00033-X.
  16. Falla D, Jull G, O'Leary S, Dall'Alba P. Further evaluation of an EMG technique for assessment of the deep cervical flexor muscles. *J Electromyogr Kinesiol*. 2006;16(6):621-628. doi:10.1016/j.jelekin.2005.10.003.
  17. Winter DA. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. Vol 2nd.; 2009. doi:10.1002/9780470549148.
  18. Nigg BM, Herzog W. *Biomechanics of the Musculo-Skeletal System*. 3rd ed.; 2007.
  19. Basmajian J V, De Luca CJ. *Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography*. 5th ed. Baltimore: Williams and Wilkins; 1985.

20. Shippen J, May B. BoB – biomechanics in MATLAB. *Proceedings 11th Int Conf Biomdlore 2016*. 2016:11-13. doi:10.3846/biomdlore.2016.02.
21. Shippen JM, May B. Calculation of muscle loading and joint contact forces during the rock step in Irish dance. *J Danc Med Sci*. 2010;14(1):11-18. doi:10.1017/S000748530002229X.
22. Hertz S, Edidin A. *Spine: Technology Handbook*. Vol 53.; 2006. doi:10.1017/CBO9781107415324.004.
23. Straker LM, Skoss R, Burnett A, Burgess-Limerick R. Effect of visual display height on modelled upper and lower cervical gravitational moment, muscle capacity and relative strain. *Ergonomics*. 2009;52(2):204-221. doi:10.1080/00140130802331609.
24. Page P, Frank C, Lardner R. *Assessment and Treatment of Muscle Imbalance: The Janda Approach*. Human Kinetics; 2010.
25. Sowmya M V. Isometric Neck Exercises versus Dynamic Neck Exercises in Chronic Neck Pain. 2014;3(2):32-43.
26. Kaka B, Ogwumike OO, Ogunlade SO, Adeniyi AF. Effects of neck stabilization and dynamic exercises on pain , disability and fear avoidance beliefs in patients with non-specific neck pain; a randomized clinical trial Department of Physiotherapy , Faculty of Allied Health Sciences , College of Health S. 2015;19(3):17-29.
27. Catenaccio E, Mu W, Kaplan A, et al. Characterization of Neck Strength in Healthy Young Adults. *Pm&R*. 2017:1-8. doi:10.1016/j.pmrj.2017.01.005.
28. Durall C. Therapeutic Exercise for Athletes With Nonspecific Neck Pain: A Current Concepts Review. *Sports Health*. 2012;4(4):293-301. doi:10.1177/1941738112446138.
29. Vicon®. Plug-in-Gait Marker Placement. Mocap. <http://www.idmil.org/mocap/Plug-in-Gait+Marker+Placement.pdf>. Published 2006.
30. Ruhe A, Fejer R, Walker B. The test-retest reliability of centre of pressure measures in bipedal static task conditions--a systematic review of the literature.



- Gait Posture*. 2010;32(4):436-445. doi:10.1016/j.gaitpost.2010.09.012.
31. Shippen J, Alexander P, May B. A Novel Biomechanical Analysis of Horticultural Digging. *Horttechnology*. 2017;27(6):746-753. doi:10.21273/HORTTECH03800-17.
  32. Haley J. Anthropometry and mass distribution for human analogues. volume 1. military male aviators. *Aerosp Med Res Lab Wright-Patterson* .... 1988;(88):33-38.
  33. Kennedy E, Albert M, Nicholson H. The fascicular anatomy and peak force capabilities of the sternocleidomastoid muscle. *Surg Radiol Anat*. 2017;39(6):629-645. doi:10.1007/s00276-016-1768-9.
  34. Powell MJD. THE CONVERGENCE OF VARIABLE METRIC METHODS FOR NONLINEARLY CONSTRAINED OPTIMIZATION CALCULATIONS BT - Nonlinear Programming 3. In: Academic Press; 1978:27-63. doi:http://dx.doi.org/10.1016/B978-0-12-468660-1.50007-4.
  35. Weber WE, Weber EFW. *Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge*. in der Dietrichschen Buchhandlung. 1836.
  36. Chao EYS. Graphic-based musculoskeletal model for biomechanical analyses and animation. *Med Eng Phys*. 2003;25(3):201-212. doi:10.1016/S1350-4533(02)00181-9.
  37. Loss JF, Koetz AP, Soares DP, Scarrone FF, Hennemann V, Sacharuk VZ. Quantificação da resistência oferecida por bandas elásticas. *Rev Bras Ciências do Esporte*. 2002;24(1):61-72.
  38. Lindenau JD-R, Guimarães LSP. Calculando o Tamanho de Efeito no SPSS. *Rev HCPA*. 2012;32(3):363-381. <http://www.seer.ufrgs.br/hcpa/article/viewFile/33160/22836>.
  39. Field A. *Discovering Statistics Using IBM SPSS Statistics*.; 2013.
  40. Vasavada AN, Li S, Delp SL. Influence of muscle morphometry and moment arms on the moment-generating capacity of human neck muscles. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1998;23(4):412-422.

41. Cheng CH, Chien A, Hsu WL, Chen CPC, Cheng HYK. Investigation of the differential contributions of superficial and deep muscles on cervical spinal loads with changing head postures. *PLoS One*. 2016;11(3):1-12. doi:10.1371/journal.pone.0150608.
42. Wang S-F, Tang P-F, Lin J-J, Lin K-H. Comparison of kinematic and electromyographic patterns during cyclic neck motions in asymptomatic young and middle-age adults. *J Musculoskelet Res*. 2009;12(3):175-183. doi:10.1142/S021895770900233X.
43. Loss J, Candotti C. Comparative study between two elbow flexion exercises using the estimated resultant muscle force. *Rev Bras Fisioter*. 2008;12(6):502-510.
44. Przybyla AS, Skrzypiec D, Pollintine P, Dolan P, Adams MA. Strength of the cervical spine in compression and bending. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2007;32(15):1612-1620. doi:10.1097/BRS.0b013e318074c40b.
45. Falla D, Jull G, Hodges PW. Feedforward activity of the cervical flexor muscles during voluntary arm movements is delayed in chronic neck pain. *Exp Brain Res*. 2004;157(1):43-48. doi:10.1007/s00221-003-1814-9.
46. Naugle KM, Fillingim RB, Riley JL. A meta-analytic review of the hypoalgesic effects of exercise. *J Pain*. 2012;13(12):1139-1150. doi:10.1016/j.jpain.2012.09.006.
47. Koltyn KF, Brellenthin AG, Cook DB, Sehgal N, Hillard C. Mechanisms of exercise-induced hypoalgesia. *J Pain*. 2014;15(12):1294-1304. doi:10.1016/j.jpain.2014.09.006.
48. O'Leary S, Jull G, Kim M, Vicenzino B. Specificity in Retraining Craniocervical Flexor Muscle Performance. *J Orthop Sport Phys Ther*. 2007;37(1):3-9. doi:10.2519/jospt.2007.2237.
49. White AA, Panjabi MM. *Clinical Biomechanics of the Spine*. 2nd ed. Philadelphia: JB Lippincot; 1990.

## CONSIDERAÇÕES FINAIS

O foco desta dissertação foi avaliar os aspectos biomecânicos, da coluna cervical e de exercícios do pescoço, associados à diminuição da ação dos flexores profundos e aumento da ação dos flexores superficiais. Estas mudanças nas ações musculares são consideradas adaptações funcionais que estão associadas à cervicalgia. Portanto investigar estas adaptações é importante para podermos melhorar o tratamento e prevenção da cervicalgia crônica.

A partir dos resultados encontrados na revisão sistemática (Capítulo II), vimos que indivíduos com cervicalgia crônica tem uma menor capacidade de produção de força para os movimentos de flexão, extensão e flexão lateral. Este déficit é uma adaptação funcional associada à cervicalgia, portanto pode e deve ser modificada. Sugerimos que esta capacidade de produção de força seja avaliada de forma longitudinal, identificando se esta adaptação precede a cervicalgia e pode ser um preditor de cervicalgia crônica no futuro.

O Capítulo III, caracterizado como observacional com delineamento comparativo, demonstrou que o exercício de flexão dinâmica é o exercício que produz maior força nos flexores profundos e com demandas semelhantes para os flexores superficiais, entre os exercícios avaliados. Assim sendo, o exercício de flexão dinâmica da cervical parece ser o mais indicado para trabalhar os flexores profundos, que em indivíduos com cervicalgia crônica possuem um déficit na ação muscular destes flexores profundos.

Apesar de sabermos que exercícios geram efeitos hipoalgésicos, escolher exercícios que além do efeito hipoalgésico usual, também foquem em corrigir as adaptações funcionais pode ser um meio de melhorarmos o tratamento da cervicalgia, que é considerada uma epidemia e não tem diminuído ao longo dos anos.

Os Apêndices 1 e 2 auxiliaram não só no desenvolvimento deste estudo, mas auxiliarão os próximos estudos durante a avaliação da mecânica dos movimentos do pescoço usando um modelo biomecânico (Apêndice 1) e também avaliando o recrutamento elétrico do esternocleidomastoide de forma mais segura e robusta.

## **APÊNDICE I - CORRELAÇÃO ENTRE A ATIVIDADE ELÉTRICA E A FORÇA ESTIMADA DO ESTERNOCLEIDOMASTOIDE DURANTE EXERCÍCIO DE FLEXÃO CERVICAL**

### **RESUMO**

Este estudo avaliou a correlação entre a força estimada e o recrutamento elétrico do esternocleidomastoide (ECM), direito e esquerdo, durante um exercício de flexão cervical. Foram coletados dados eletromiográfico de ambos ECM e estimada a força através de um modelo biomecânico com otimização de 20 participantes realizando cinco repetições de um exercício de flexão cervical dinâmica. As correlações de spearman se apresentaram com valores médios de 0.69 e 0.71 para o ECM direito e esquerdo. A correlação média excelente, aumenta a robustez e segurança das respostas da otimização do BoB, tornando-o mais seguro para utilização das respostas musculares de exercícios de fortalecimento da coluna cervical.

**Palavras-chave:** Modelamento musculoesquelético; Otimização; Dinâmica Inversa.

## INTRODUÇÃO

O *Biomechanics of Bodies* (BoB) é uma plataforma de modelamento biomecânico do sistema neuromusculoesquelético do corpo humano que pode estimar torques musculares, assim como propor uma solução para o problema da distribuição das forças em cada musculatura agindo sobre uma articulação do corpo, conseqüentemente sendo uma importante ferramenta para estimar as sobrecargas internas na coluna cervical. O BoB já foi utilizado em diversas aplicações como movimentos de dança, movimentos de horticultura, entrada e saída de veículos (Shippen & May 2010; Shippen & May 2016), e apesar de suas respostas terem sido avaliadas comparadas a outros modelos, o BoB nunca foi utilizado para exercícios do pescoço nem avaliado durante tal exercício.

Apesar da aplicabilidade de modelamentos biomecânicos, é importante que as medidas de forças internas provenientes de modelamentos, passem por um processo de “avaliação do modelo” (Seacrist et al. 2012). Esta avaliação provê evidências diretas ou indiretas de que o modelo é útil e capaz de representar, corretamente, um sistema ou movimento de interesse, portanto há uma importância em garantir uma avaliação do modelo BoB durante tais exercícios (Erdemir et al. 2007; Nigg & Herzog 2007).

Validar o método de otimização do modelo o qual informa valores de força articular e muscular é um processo muitas vezes inviável, uma vez que é invasivo por tais medidas serem obtidas diretamente no músculo ou articulação *in situ* (Griffin 2001). Com o objetivo de avaliar o modelo e levando em conta as dificuldades de obter medidas diretas de força muscular, a eletromiografia de superfície (EMG) pode ser uma forma de avaliarmos as respostas musculares do modelo através de um método não invasivo (Erdemir et al. 2007; Hicks et al. 2015).

Apesar de já estar claro na literatura que EMG não representa força muscular e que a força muscular do modelo é uma estimativa, o comportamento entre as variáveis deve ser similar, uma vez que elas têm uma relação mútua entre elas (Erdemir et al. 2007; Nigg & Herzog 2007; Hicks et al. 2015). Portanto, avaliarmos a correlação do comportamento entre a força estimada do BoB com o recrutamento elétrico do mesmo músculo pode ser uma forma de avaliação de modelo e já foi

utilizada em diversos outros modelos biomecânicos (Erdemir et al. 2007), inclusive em modelos de coluna cervical (Moroney et al. 1988).

Apesar de ter na literatura uma metodologia para medir a atividade elétrica dos flexores profundos da coluna cervical, ela é feita de forma invasiva necessitando a inserção de um eletrodo via região orofaríngea (Falla et al. 2006). Além disso a avaliação dos flexores profundos de forma invasiva inviabilizaria a realização do exercício. Portanto, avaliar as musculaturas superficiais da coluna cervical com eletrodos de superfície, não invasivos, é um método mais usual e preferivelmente utilizado durante os exercícios de fortalecimento da coluna cervical (Coleman 2004). Além disso, há na literatura um método de avaliação das musculaturas superficiais da coluna cervical para o músculo esternocleidomastóide (ECM) (Falla et al. 2002), o qual apresenta boa reprodutibilidade intra-avaliador (Netto & Burnett 2006) e já foi testada diferentes métodos de contração voluntária isométrica máxima (Apêndice II)

Sendo assim, o objetivo deste estudo é fazer uma avaliação do modelo através de uma correlação entre a força estimada e o recrutamento elétrico do esternocleidomastóide, direito e esquerdo, durante um exercício de flexão cervical.

## MÉTODOS

### PARTICIPANTES

A amostra foi recrutada através de mídias eletrônicas. Os critérios de inclusão eram homens saudáveis sem histórico de dor no pescoço nos últimos três meses antes da coleta dos dados; sem histórico de alterações ortopédicas na coluna cervical; sem alteração musculoesquelética nas duas últimas semanas antes da coleta de dados; sem histórico de alterações neurológicas, vestibulares ou contraindicações absolutas para exercícios. Critérios de exclusão eram participantes que não fossem capazes de fazer o movimento de forma correta.

A amostra deste estudo foi composta por 20 homens com 29.9 ( $\pm 6.3$ ) anos de idade, 79.05 ( $\pm 6.5$ ) kg e 1.78 ( $\pm 0.04$ ) metros de altura. A aprovação de ética foi garantida pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (nº 74766417.2.0000.5347). Todos os participantes passaram por um alongamento ativo da musculatura do pescoço para evitar possíveis dores, entretanto

alguns participantes relataram dor leve e moderada após um dia de avaliação com duração máxima de dois dias.

## PROTOCOLO EXPERIMENTAL

Para este estudo foi avaliado um exercício comumente utilizado para reabilitação e fortalecimento da coluna cervical (Page et al. 2010; Sowmya 2014; Kaka et al. 2015; Murray et al. 2015). O exercício avaliado consistiu em uma flexão dinâmica da coluna cervical com o participante em posição ortostática e auxílio de uma faixa elástica para imposição da carga externa.

Para execução deste exercício foi utilizado um cinto de fortalecimento cervical com regulagem, The Neck Flex (Gonzo Companies, EUA) (Burnett et al. 2005; Murray et al. 2015), que possui quatro argolas de fixação para as faixas de resistência elástica. Anterior ao exercício, uma célula de carga (Alfa Instrumentos, modelo SV50), previamente calibrada com cargas conhecidas, foi utilizada para obtenção da força isométrica máxima para o movimento de flexão para normalizar a carga do exercício para cada participante (Capítulo III).

O exercício foi realizado com o participante em posição ortostática com um pé em cada plataforma de força, com os braços paralelos ao corpo, utilizando a cinta de fortalecimento cervical e com uma faixa elástica também previamente calibrada utilizando-se de cargas conhecidas como proposto anteriormente na literatura (Loss et al. 2002). Portanto o participante iniciava com a cabeça em posição neutra e executava uma flexão cervical até o final da amplitude de movimento. A carga máxima ao final da amplitude de movimento do exercício foi definida entre 15 a 25% da força isométrica máxima de cada participante. Esta carga foi definida por ser recomendada para fortalecer os flexores profundos e minimizar a ação sinérgica dos flexores superficiais (Durall 2012). Durante o exercício a faixa elástica foi fixada no cinto de fortalecimento cervical e tensionada até a carga necessária com auxílio de uma corda para limitar o comprimento, conseqüentemente a tensão, da faixa elástica. Foram feitas cinco repetições do exercício após o participante estar familiarizado com o movimento.



Figura 1 - Protocolo de coleta

## COLETA DE DADOS

Para coleta do sinal de EMG, inicialmente foi feita tricotomia, abrasão e limpeza da pele com álcool (Hermens et al. 2000). A impedância foi aceita quando menor que  $5\text{ M}\Omega$ . Após este procedimento, eletrodos bipolares Ag/AgCl (Double Trace, Miotec) com 20mm de distância intereletrodo foi posicionado no ECM (nó esternal) direito e esquerdo conforme Falla et al. (2002).

Para aquisição dos dados foi utilizado o BTS FreeEMG 1000 (BTS Bioengineering, Italia) com uma frequência de aquisição de 1000 Hz. O sistema tem impedância de entrada  $100\text{M}\Omega$ , Razão do modo comum de rejeição maior que 110 dB @50-60Hz e aterramento virtual.

Foi realizado uma contração voluntária isométrica máxima (CIVM) para cada ECM fazendo um movimento de flexão lateral homolateral com o pescoço rotado contralateral (Apêndice II). Duas CIVM foram feitas para cada ECM antes das coletas enquanto o participante era estimulado verbalmente e com descanso de dois minutos entre elas (Sommerich et al. 2000). Todas as CIVM foram randomizadas para cada participante e dois assistentes auxiliaram a verificar a execução correta dos movimentos.



Para aquisição das variáveis cinemáticas, foi utilizado um sistema de captura de movimento de alta definição BTS Smart-DX (BTS Bioengineering, Itália) composto por 10 câmeras infravermelho com frequência de amostragem de 100 Hz com resolução espacial de 4 megapixels. O conjunto de marcadores reflexivos Plug-in-Gait (Vicon® 2006) foi utilizado para identificação dos segmentos corporais e reconstrução espacial de todo corpo humano. Dois marcadores reflexivos, um em cada extremidade da faixa elástica foram utilizados para obter os dados de variação do comprimento, bem como a direção da mesma.

A força de reação do solo foi captada com duas plataformas de força 3D BTS P-6000 (BTS Bioengineering, Itália). Tais informações cinéticas são necessárias uma vez que este modelamento biomecânico utiliza todas as forças externas agindo no corpo para resolver as equações de movimento. A taxa de amostragem das plataformas de força foi de 100Hz (Ruhe et al. 2010) e estavam em sincronia com as câmeras para a avaliação cinemática.

### *BIOMECHANICS OF BODIES*

O modelo biomecânico musculoesquelético utilizado foi o *Biomechanics of Bodies* (BoB) (Shippen & May 2010; Shippen et al. 2017). O BoB estima os torques e forças articulares e musculares utilizando variáveis cinemáticas relacionadas ao movimento do corpo de interesse, cinéticas relacionadas às forças agindo no corpo, um modelo esquelético com variáveis de massa e altura definidas para cada sujeito, modelo muscular e uma função de custo utilizada para resolver o problema da distribuição da força muscular (Nigg & Herzog 2007).

O modelo esquelético do BoB é um modelo de corpo inteiro, composto por 36 segmentos rígidos articulados representando as principais articulações do corpo respeitando cada artrocinemática em particular. O modelo utiliza os valores antropométricos e são adaptados proporcionalmente para a altura e massa de cada participante (Haley 1988). O modelo muscular, é constituído por mais de 600 feixes musculares. Especificamente na região do pescoço são 18 músculos divididos em 78 feixes musculares (Apêndice III) (Shippen & May 2010; Shippen et al. 2017). Originalmente o modelo muscular do BoB considera o músculo ECM dividido em dois feixes, um deles com uma ação extensora e outro com uma ação flexora.

Considerando que ainda há controvérsia na literatura com relação a esta dupla função do ECM (Kennedy et al. 2017) o feixe com ação extensora foi desativado. O BoB estima os torques que ocorrem nas articulações usando o método da dinâmica inversa utilizando a Equação 1.

$$\Gamma_j = \sum_{d=1}^h I_d \alpha_d + \sum_{d=1}^h [r_d \times (Fe_d - M_d a_d)] \quad (1)$$

Em que:

- $j$  = cada uma das articulações consideradas;
- $d$  = cada segmento distal a  $j$ ;
- $h$  = número total de segmentos distal a  $j$ ;
- $I_d$  = valor inercial do segmento distal  $d$ ;
- $\alpha_d$  = aceleração angular do segmento distal  $d$ ;
- $r_d$  = vetor posição do  $d$ ésimo segmento distal a  $j$  em relação a  $j$ ;
- $Fe_d$  = força externa agindo no segmento distal  $d$ ;
- $M_d$  = massa do  $d$ ésimo segmento distal a  $j$ ;
- $a_d$  = aceleração linear do  $d$ ésimo segmento distal a  $j$ ;

No entanto por não ter uma solução única devido a vários músculos agindo para um mesmo movimento na mesma articulação, o BoB utiliza um método de otimização (Equação 2) para resolver o problema de distribuição da força muscular (Nigg & Herzog 2007). Este método de otimização baseia-se na minimização da soma dos quadrados das forças musculares (Powell 1978). Esta opção justifica-se fisiologicamente pois a redução da ativação máxima dos músculos está associada a uma redução da propensão à fadiga (Shippen & May 2010; Shippen et al. 2017), e foi mencionado pela primeira vez por Weber & Weber (1836), que afirmou que o homem anda "da maneira que nos proporciona o menor gasto de energia por mais tempo e com os melhores resultados", e este poderia ser um dos critérios para seleção muscular pelo sistema nervoso central (Chao 2003).

$$\text{minimizar } \sum_{i=1}^n \left( \frac{F_i}{F0_i} \right)^2 \quad (2)$$

Em que:

- $i$  = cada um dos músculos agindo em uma mesma articulação;
- $n$  = quantidade de músculos considerados na articulação em questão
- $F_i$  = Força muscular estimada para o músculo  $i$ ;
- $F0_i$  = Máxima força muscular atribuída para o músculo  $i$ ;

Após solucionar as equações newtonianas rotacionais e os procedimentos de otimização e aplicando a equação newtoniana translacional é possível obtermos as forças articulares as quais são a soma vetorial das forças de cada articulação (Equação 3).

$$CF_j = \sum_{i=1}^n F_i + \sum_{j=1}^p m_j \ddot{r}_j - \sum_{k=1}^q F e_k \quad (3)$$

Em que:

- $CF_j$  = vetor força de contato articular atuante na articulação  $j$ ;
- $i$  = cada um dos músculos agindo em uma mesma articulação;
- $n$  = quantidade total de músculos considerados na articulação em questão;
- $j$  = cada uma das articulações consideradas;
- $p$  = quantidade total de articulações
- $k$  = cada uma das forças externas consideradas;
- $q$  = quantidade total de forças externas
- $F_i$  = Força muscular estimada para o músculo  $i$ ;
- $m_j$  = massa do segmento distal  $j$ ;
- $\ddot{r}_j$  = aceleração do segmento distal  $j$

- $F_{e_k}$  = késima força externa aplicada aos segmentos distais da articulação;

## ANÁLISE DOS DADOS

Os dados cinemáticos e cinéticos foram analisados por meio dos *softwares* BTS Smart-Tracker e BTS Smart-Analyzer. A carga da faixa elástica foi predita através do comprimento da faixa elástica captada durante a coleta e utilizando uma curva polinomial de segunda ordem criada através da calibração prévia da faixa elástica utilizada (Loss et al. 2002).

Todos os dados cinéticos e cinemáticos foram filtrados com um filtro Butterworth passa baixa de 5Hz e de 4ª ordem, com frequência de corte definida através da análise de resíduos de Winter (Winter 2009) e os dados eletromiográficos filtrados também com filtro Butterworth passa banda entre 20 a 400 Hz e de 4ª ordem.

Após processamento, todos os dados necessários foram importados para o BoB com uma taxa de amostragem de 100Hz, portanto foram exportados do BoB o ângulo de flexo-extensão de C7-T1 e a força do ECM direito e esquerdo (dado em porcentagem do máximo que o músculo pode produzir anatomicamente). O ângulo entre C7-T1 foi utilizado como referência para definir o início e final do exercício, tendo como base o menor ângulo de flexão.

Para normalização dos dados eletromiográficos, a CIVM inicialmente foi filtrada com filtro Butterworth passa banda entre 20 a 400 Hz e de 4ª ordem, posteriormente feito um janelamento móvel, de um segundo, do tipo RMS. A ativação eletromiográfica do ECM direito e esquerdo foi normalizado pelo maior valor RMS obtido no janelamento. Para análise dos dados foi feita uma média das correlações entre a força estimada e o recrutamento do ECM durante as cinco repetições do exercício de flexão dinâmico para cada participante.

## ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os tratamentos estatísticos foram realizados no *software* SPSS-22.0 para os dados de EMG e força estimada do ECM. Os dados apresentaram uma distribuição não-paramétrica pelo teste de Shapiro-Wilk. Portanto, para avaliar a correlação entre

as variáveis foi utilizado o teste de correlação de Spearman. Posteriormente, foi feita a média dos valores de correlação para avaliarmos a correlação dos participantes. O nível de significância adotado foi de 0,05 e a classificação do Rho de Spearman foi classificada como fraca (entre 0.10 e 0.29), moderada (entre 0.3 e 0.49) ou excelente (entre 0.5 e 1) (Cohen 1988).

## RESULTADOS

O comportamento da força e recrutamento eletromiográfico do esternocleidomastoide apresentou uma correlação positiva significativa ( $p < 0.001$ ) de  $\rho = 0.90$  e  $\rho = 0.92$  para o músculo direito e esquerdo respectivamente, e podemos observar esta correlação durante as cinco repetições do exercício de flexão dinâmica de um participante (Figura 2).

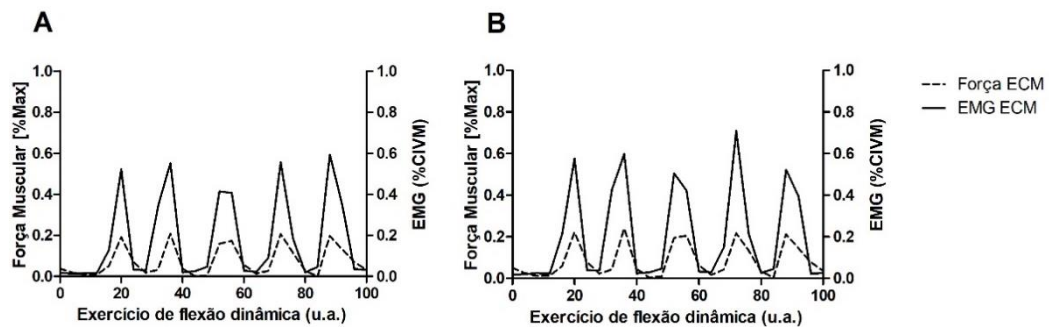


Figura 2 – Atividade Eletromiográfica (EMG) e Força do Esternocleidomastoide (ECM) durante o exercício de flexão dinâmica de um participante; A: ECM Esquerdo; B: ECM Direito

Excelentes valores de correlação foram encontrados para a maioria dos participantes. A média das correlações para o ECM direito foi de  $\rho = 0.69$  e para o ECM esquerdo de  $\rho = 0.71$  (Figura 3).

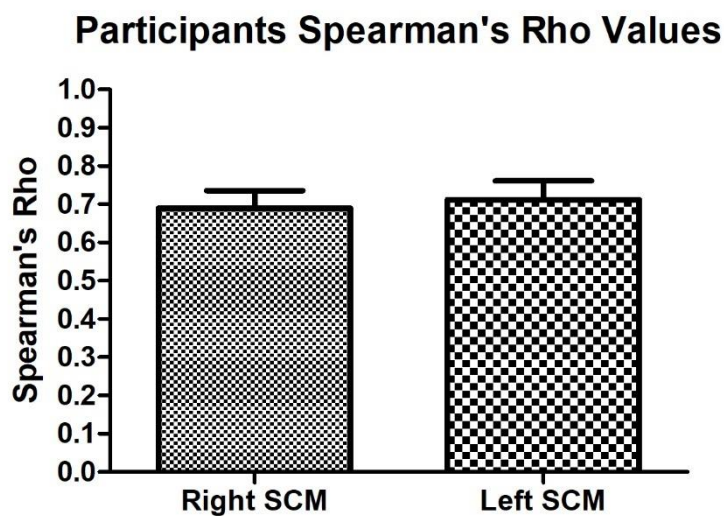


Figura 3 - Correlações de Spearman dos participantes. Valores em média e erro padrão. ECM: Esternocleidomastoide

## DISCUSSÃO

O processo de avaliação da estimativa das forças musculares do modelo foi feito utilizando as melhores práticas para avaliação de modelos biomecânicos (Hicks et al. 2015) e levando em conta a dificuldade de avaliar força e eletromiografia de músculos profundos. Portanto correlacionar as respostas musculares de um modelo biomecânico com dados experimentais de eletromiografia, pode ser um método de avaliação do modelo e pode dar mais robustez às respostas provenientes da otimização (Hicks et al. 2015), método já utilizado em outros estudos para lombar (Ghezelbash et al. 2018) e em diversos estudos de análise de marcha (Trinler et al. 2018), movimentos de joelho, dedos, ombro (Erdemir et al. 2007) assim como movimentos do pescoço (Moroney et al. 1988).

A força estimada do ECM direito e esquerdo apresentou altos índices de correlação com a EMG (Figura 3). O ECM direito apresentou valor médio de correlação de Spearman de 0.69 e o esquerdo de 0.71. Em um modelo biomecânico com otimização para músculos da coluna lombar (Ghezelbash et al. 2018) os valores de correlação encontrados ( $r$  de Pearson = 0.76) foram próximos aos encontrados neste estudo. Os valores de correlação deste estudo foram relativamente parecidos com os encontrados em outro modelo com otimização para pescoço (variando de 0.29 a 0.85) (Moroney et al. 1988). Apesar das altas correlações deste estudo, estas

medidas são para indicar se os padrões de força estimada são sensíveis ao movimento. Entretanto, sabe-se que esta metodologia apesar de limitada devido ao fato de não haver uma relação simples entre magnitude de força e EMG pode ser utilizada para verificação dos resultados do modelo (Erdemir et al. 2007).

Algumas limitações devem ser apresentadas neste estudo. (1) Os dados de eletromiografia utilizados para avaliação do modelo se limitam a apenas um músculo agonista principal da flexão cervical. (2) EMG é susceptível à problemas de validade interna (colocação eletrodo, interferências de sinal, *crosstalking*...) apesar de todos os esforços terem sido feito para diminuir estes problemas. (3) A limitação da cinemática do modelo quanto a não discriminação entre movimento de cervical alta e cervical baixa pode ter interferido nos resultados.

O objetivo deste estudo foi avaliar o modelo através de uma correlação entre a força estimada e o recrutamento elétrico do ECM durante um exercício de flexão cervical. As altas correlações entre a força estimada e a EMG dos músculos ECM (direito e esquerdo) aumentam a robustez e segurança das respostas da otimização do modelo, tornando-o mais seguro para utilização das respostas musculares de exercícios de fortalecimento da coluna cervical.

## REFERÊNCIAS

- Burnett AF, Naumann FL, Price RS, Sanders RH. 2005. A comparison of training methods to increase neck muscle strength. *Work*. 25:205–210.
- Chao EYS. 2003. Graphic-based musculoskeletal model for biomechanical analyses and animation. *Med Eng Phys*. 25:201–212.
- Cohen J. 1988. *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. 2nd.
- Coleman JL. 2004. *An Electromyographic Comparison of Neck Conditioning Exercises* Edith Cowan University.
- Durall C. 2012. Therapeutic Exercise for Athletes With Nonspecific Neck Pain: A Current Concepts Review. *Sports Health*. 4:293–301.
- Erdemir A, McLean S, Herzog W, van den Bogert AJ. 2007. Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. *Clin Biomech*. 22:131–154.
- Falla D, Dall’Alba P, Rainoldi A, Merletti R, Jull G. 2002. Location of innervation zones of sternocleidomastoid and scalene muscles – a basis for clinical and research electromyography applications. *Clin Neurophysiol [Internet]*. [cited 2017 Apr 3]; 113:57–63. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1388245701007088>
- Falla D, Jull G, O’Leary S, Dall’Alba P. 2006. Further evaluation of an EMG technique for assessment of the deep cervical flexor muscles. *J Electromyogr Kinesiol*. 16:621–628.
- Ghezelbash F, El Ouaid Z, Shirazi-Adl A, Plamondon A, Arjmand N. 2018. Trunk musculoskeletal response in maximum voluntary exertions: A combined measurement-modeling investigation. *J Biomech [Internet]*. 70:124–133. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.11.007>
- Griffin MJ. 2001. The validation of biodynamic models. *Clin Biomech [Internet]*. 16:S81–S92. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003300001017>
- Haley J. 1988. *Anthropometry and mass distribution for human analogues*. volume 1.



military male aviators. *Aerosp Med Res Lab Wright-Patterson* .....:33–38.

Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. 2000. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol*. 10:361–374.

Hicks JL, Uchida TK, Seth A, Rajagopal A, Delp SL. 2015. Is My Model Good Enough? Best Practices for Verification and Validation of Musculoskeletal Models and Simulations of Movement. *J Biomech Eng [Internet]*. 137:020905. Available from: <http://biomechanical.asmedigitalcollection.asme.org/article.aspx?doi=10.1115/1.4029304>

Kaka B, Ogwumike OO, Ogunlade SO, Adeniyi AF. 2015. Effects of neck stabilization and dynamic exercises on pain , disability and fear avoidance beliefs in patients with non-specific neck pain ; a randomized clinical trial Department of Physiotherapy , Faculty of Allied Health Sciences , College of Health S. 19:17–29.

Kennedy E, Albert M, Nicholson H. 2017. The fascicular anatomy and peak force capabilities of the sternocleidomastoid muscle. *Surg Radiol Anat*. 39:629–645.

Loss JF, Koetz AP, Soares DP, Scarrone FF, Hennemann V, Sacharuk VZ. 2002. Quantificação da resistência oferecida por bandas elásticas. *Rev Bras Ciências do Esporte*. 24:61–72.

Moroney SP, Schultz AB, Miller JAA. 1988. - Analysis and measurement of neck loads. 6:720.

Murray M, Lange B, Nørnberg BR, Sjøgaard K, Sjøgaard G. 2015. Specific exercise training for reducing neck and shoulder pain among military helicopter pilots and crew members: a randomized controlled trial protocol. *BMC Musculoskelet Disord [Internet]*. 16:198. Available from: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=4544796&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>

Netto KJ, Burnett AF. 2006. Reliability of normalisation methods for EMG analysis of neck muscles. *Work*. 26:123–130.

Nigg BM, Herzog W. 2007. *Biomechanics of the Musculo-skeletal System*. 3rd ed. [place unknown].

Page P, Frank C, Lardner R. 2010. Assessment and Treatment of Muscle Imbalance: The Janda Approach. [place unknown]: Human Kinetics.

Powell MJD. 1978. THE CONVERGENCE OF VARIABLE METRIC METHODS FOR NONLINEARLY CONSTRAINED OPTIMIZATION CALCULATIONS BT - Nonlinear Programming 3 [Internet]. In: [place unknown]: Academic Press; p. 27–63. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780124686601500074>

Ruhe A, Fejer R, Walker B. 2010. The test-retest reliability of centre of pressure measures in bipedal static task conditions--a systematic review of the literature. *Gait Posture* [Internet]. [cited 2016 May 17]; 32:436–45. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636210002638>

Seacrist T, Arbogast KB, Maltese MR, Felipe García-España J, Lopez-Valdes FJ, Kent RW, Tanji H, Higuchi K, Balasubramanian S. 2012. Kinetics of the cervical spine in pediatric and adult volunteers during low speed frontal impacts. *J Biomech*. 45:99–106.

Shippen J, Alexander P, May B. 2017. A Novel Biomechanical Analysis of Horticultural Digging. *Horttechnology* [Internet]. 27:746–753. Available from: <http://horttech.ashspublications.org/lookup/doi/10.21273/HORTTECH03800-17>

Shippen J, May B. 2016. BoB – biomechanics in MATLAB. *Proceedings 11th Int Conf Biomdlre 2016* [Internet].:11–13. Available from: <http://biomdlre.vgtu.lt/index.php/biomdlre/2016/paper/view/78>

Shippen JM, May B. 2010. Calculation of muscle loading and joint contact forces during the rock step in Irish dance. *J Danc Med Sci*. 14:11–18.

Sommerich CM, Joines SMB, Hermans V, Moon SD. 2000. Use of surface electromyography to estimate neck muscle activity. *J Electromyogr Kinesiol*. 10:377–398.

Sowmya M V. 2014. Isometric Neck Exercises versus Dynamic Neck Exercises in Chronic Neck Pain. 3:32–43.

Trinler U, Hollands K, Jones R, Baker R. 2018. A systematic review of approaches to modelling lower limb muscle forces during gait: Applicability to clinical gait analyses. *Gait Posture* [Internet]. 61:353–361. Available from:

<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.02.005>

Vicon®. 2006. Plug-in-Gait Marker Placement. Mocap [Internet].:1–4. Available from: <http://www.idmil.org/mocap/Plug-in-Gait+Marker+Placement.pdf>

Weber WE, Weber EFW. 1836. Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge. in der Dietrichschen Buchhandlung.

Winter DA. 2009. Biomechanics and Motor Control of Human Movement. [place unknown]. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1002/9780470549148%5Cnhttp://www.amazon.com/Biomechanics-Motor-Control-Human-Movement/dp/047144989X%5Cnhttp://doi.wiley.com/10.1002/9780470549148>

## **APÊNDICE II - COMPARISON OF MAXIMUM VOLUNTARY ISOMETRIC CONTRACTION TO NORMALIZE SUPERFICIAL NECK MUSCLE EMG**

### **ABSTRACT**

The aim of this study was to evaluate the effectiveness of different strategies to obtain the highest value during a maximum voluntary isometric contraction (MVIC) of the sternocleidomastoid and anterior scalene muscles. Fourteen healthy subjects without neck disability were evaluated with surface EMG on the sternocleidomastoid and anterior scalene muscle with the BTS FreeEMG 1000. Three MVIC techniques were performed, one was the Conventional MVIC with neck flexion, a Rotated MVIC with neck lateral flexion with a rotated neck, and also the Lateral Flexion MVIC in a side position performing a neck lateral flexion. All MVIC's were randomly performed three times with the head and trunk resisted by an adjustable band. A 0.5s RMS moving window was used to smooth the signal and the peak value was acquired. Non-parametric Friedman Test was used to compare MVIC and also a Wilcoxon test for two-by-two MVIC comparisons with a Bonferroni correction. Statistically, the highest EMG activation was reached in the Rotated MVIC for the sternocleidomastoid and in the Conventional MVIC for the Anterior Scalene. Therefore, it is suggested to perform these two types of MVIC in order to normalize both sternocleidomastoid and anterior scalene muscles.

**Keywords:** Electromyography; Neck Muscles; Normalization; Maximal Voluntary Isometric Contraction

## INTRODUCTION

Surface electromyography (EMG) is a widely used non-invasive technique that evaluates the electrical activity of a muscle. However, it can be affected by several conditions, such as the place of positioning and orientation of the electrodes, impedance and temperature of the skin, crosstalk and many other interferences (De Luca, 1997). For the EMG data analysis between muscles and individuals, it is necessary to apply a normalization technique. Thus, it consists in transforming absolute values from different signals in relative values using a referential signal, considered as the maximum isometric activation (Halaki and Gi, 2012).

Different methods of normalization have been described in literature. One of these methods is to acquire the peak of the EMG activity during submaximal contractions, the EMG value during rest or the maximal voluntary isometric contraction (MVIC) (Al-Qaisi and Aghazadeh, 2015). MVIC has been the most used method in recent studies; the technique is performed after a maximal isometric effort from the muscle of interest, in the most isolated form, against a resistance (Schwartz et al., 2017). An additional advantage of the MVIC method is that the normalized EMG data has a physiological interpretation of a level of muscle activation in relation to its maximum presented as percentage of MVIC (Burden, 2010).

Several investigations of this electromyography normalization method through MVIC have been tested in different muscles with different functions (Al-Qaisi and Aghazadeh, 2015; Contreras et al., 2015; Vera-Garcia et al., 2010). Such efforts are necessary to avoid the mistake of using a referential signal which represents a submaximal effort instead of the maximum effort of the evaluated muscle (Schwartz et al., 2017).

For the evaluation of the sternocleidomastoid and the anterior scalene muscles, Falla et al. (2002) proposed electrode placement for the sternocleidomastoid and anterior scalene muscles. Also, it was proposed a MVIC with resisted forward flexion of the cervical spine to recruit the maximum of these muscles. However, some authors use other methods of MVIC (Hlavenka et al., 2017; Lee et al., 2016) to normalize these muscles instead of using the MVIC proposed by Falla et al. (2002). Besides that, the movement of flexion does not represent the full kinesiological function of the sternocleidomastoid, which is contralateral rotation and lateral flexion and the anterior

scalene which main unilateral function is lateral flexion (Kamibayashi and Richmond, 1998; Kapandji, 2008). Thus, the aim of this study is to evaluate the effectiveness of different strategies to obtain the highest value during a maximum voluntary isometric contraction of the sternocleidomastoid and anterior scalene muscles.

## METHODS

### PARTICIPANTS

The sample was selected by convenience, recruited through electronic media and physical media near the places where the evaluations were carried out. Inclusion criteria was healthy male or female subjects with no history of neck pain within three months before the data collection; no history of any orthopedic disorder in the neck region; no acute musculoskeletal disorder in the previous two weeks before the data collection; no history of any neurologic, vestibular or absolute contraindications for exercise the neck region. Exclusion criteria was subjects that were not able to perform the correct movement and also subjects that had more than five points in the Neck Disability Index (Vernon, 2008).

The sample size was estimated using the G\*Power 3.1 software, with a repeated measures ANOVA within factor assuming an  $\alpha = 0.05$  and a power of  $1-\beta = 0.80$ . Since any other study comparing MVIC for superficial neck muscles was not found the effect size  $f$  was arbitrary defined as 0.3 indicating a total sample of 15 participants (Prajapati et al., 2010).

Our sample was composed by 15 subjects; however, one subject was excluded from the analysis because it had frequent and intense headaches. Therefore, our sample was composed by 5 males and 9 females which are described in Table 1. Ethical approval for the study was granted by the Ethics and Research Committee from the Universidade Federal do Rio Grande do Sul (n° 74766417.2.0000.5347).

Table 1 – Sample Demographics (n=14)

Characteristics	Participants Mean (SD)
Age (years)	25.5 (5.2)
Weight (Kg)	69.3 (13.8)
Height (cm)	164.5 (9.6)
Neck Disability Index (0-50)	1.5 (1.4)

## ELECTROMYOGRAPHY (EMG)

For the surface EMG signal, first it was done trichotomy, abrasion and afterwards skin cleaning with alcohol. This standard procedure is done aiming to decrease the skin impedance and ensure a better signal capture (Hermens et al., 2000). The accepted impedance was less than 5 M $\Omega$ . After this procedure, bipolar silver chloride electrode Ag/AgCl (Double Trace, Miotec) with 20mm interelectrode distance was placed on the right sternocleidomastoid (sternal notch) and anterior scalene muscles.

The location and orientation of the electrode placement followed the proposed guideline for these muscles (Falla et al., 2002). Electrodes were positioned over the sternocleidomastoid muscle in the distal one third of the muscle in the direction of the line joining the mastoid process and sternal notch. The anterior scalene location is found by tracing a perpendicular line in the one third of the line for the sternocleidomastoid (sternal notch) in the direction of the anterior scalene. The electrode orientation is on the direction of the muscle fiber following this perpendicular line (Falla et al., 2002) (Figure 1). For the data acquisition it was used BTS FreeEMG 1000 (BTS Bioengineering, Italy) with a sample rate of 1000 Hz. The system has an input impedance of 100M $\Omega$ , Common Mode Rejection Rate (CMRR) greater than 110 dB @50-60Hz and virtual ground.

Figure 1 - Superficial neck muscles electrode placement. (1) Sternocleidomastoid (sternal notch). (2) Anterior Scalene.



#### MAXIMAL VOLUNTARY ISOMETRIC CONTRACTION (MVIC)

Three MVIC techniques were carried out in different positions, each lasting 3-5s. To ensure the subject safety and the isometric characteristic of the MVIC the subject exerted force against a fixed object rather than a manual resistance (Netto and Burnett, 2006). All the MVIC were practiced prior to data collection and three repetitions were done while simultaneously verbally stimulated. The subject rested for 2 minutes between and within tests (Sommerich et al., 2000). Therefore, all subjects performed the Conventional MVIC in flexion (Conventional MVIC), a second with lateral flexion with a rotated neck (Rotated MVIC) and a third with pure lateral flexion (Lateral Flexion MVIC). A fourth MVIC was tested in our pilot with contralateral rotation to the side that was evaluated. However, it was not possible with our equipment, to maintain a true isometric neck rotation, so we did not evaluate this movement. All MVIC were randomized for each subject and two assistants verify the correct execution of these movements while a third assistant operated the system.

The Conventional MVIC protocol was performed with the subject positioned comfortably in a supine position, maintaining a neutral position of the neck. The chin and forehead forming an imaginary horizontal line with the ground, using a towel under the head, when necessary. To generate the required isometric resistance during the MVIC, an adjustable band was placed on the subject's forehead with a towel to ensure



the subject safety and with the band attached to the table (Falla et al., 2002) (Figure 2). The subject was instructed to perform a cervical flexion by making as much force from the beginning and not increasing through the contraction.

Figure 2 - Conventional MVIC



The first proposed MVIC intended to add the rotational function of the sternocleidomastoid associating homolateral flexion with a rotated neck to the contralateral side (Rotated MVIC). Thus, this MVIC was also performed with the subject comfortably positioned in a supine position, however with a rotated neck to the opposite side that was evaluated, forming a parallel line between the mastoid process and the sternal notch with the ground using a towel under the head, if necessary. To generate the required isometric resistance during the MVIC, an adjustable band was placed on the subject's temporal bone with a towel to ensure the subject safety and with the band attached to the table (Figure 3). The subject was instructed to perform a homolateral neck flexion to the evaluated side, with a previous rotated neck contralateral to the evaluated side, by doing as much force as possible.

Figure 3 - Rotated MVIC; Sagittal and frontal plane



The second proposed MVIC was done in a side position with a pillow under the subject's head, maintaining a parallel line between the nose, chin and sternum with the ground. When necessary, a higher pillow was used to ensure the head alignment. To generate the required isometric resistance during the MVIC, an adjustable band was placed on the subject's temporal bone attached to the table and also with a towel to ensure the subject safety (Figure 4). It was instructed to perform a neck homolateral lateral flexion, to the evaluated side, doing as much force as possible.

Figure 4 - Lateral Flexion MVIC



## DATA ANALISYS

Each trial was visually inspected in order to identify acquisition problems. The raw EMG data was analyzed in the BTS Smart-Analyzer which was filtered with a 4<sup>o</sup> order Butterworth filter band pass between 20 Hz and 400 Hz. Also, a 0.5s moving RMS window was used to obtain a smoothed signal. From this smoothed curve, the highest value was considered as representative of each MVIC. The maximal EMG value among the three repetitions for each MVIC was used in the statistical analysis. All MVIC was normalized by the conventional MVIC, thus, we obtained the data in percent of the conventional MVIC. The report for EMG data followed the 2017 Standards for Reporting EMG Data from the International Society of Electrophysiology and Kinesiology (MERLETTI and DI TORINO, 2017).

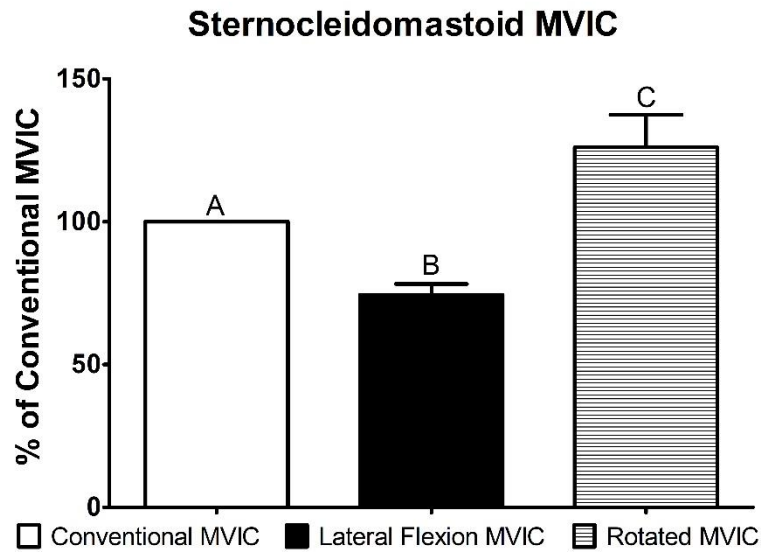
## STATISTICAL ANALYSIS

The statistical analysis was done in SPSS 22.0 software. Normality test used was Shapiro-Wilk, and the data was presented as non-parametric. For inferential analysis, it was used a Friedman test within MVIC factor (Conventional, Rotated and Lateral Flexion MVIC) and for the difference between MVIC we used a Wilcoxon test with a Bonferroni correction dividing the alfa value (0.05) by three (the number of tests used) which results in a corrected alfa of 0.017. For two-by-two comparisons, the effect size  $r$  was calculated dividing the Wilcoxon Z Value by the root of the number of subjects in which  $r < 0.1$  is low effect size, ranging from 0.1 to 0.5 is a medium effect size and higher than 0.5 is a high effect size (Fritz et al., 2012).

## RESULTS

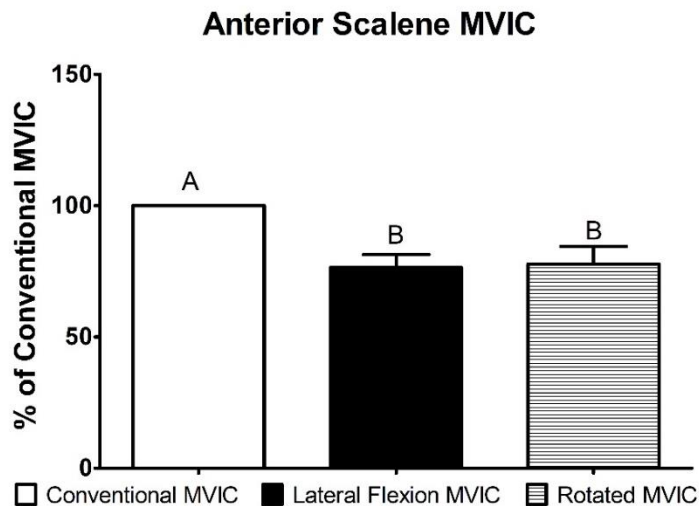
Significant difference was found for the three types of MVIC for the sternocleidomastoid muscle ( $X^2 [2] = 24.57; p < 0.001$ ). The Rotated MVIC was 26.7% higher than the Conventional ( $Z = -2.92; p = 0.004; r = 0.78$ ), the Conventional was 26.3% higher than the Lateral Flexion ( $Z = -3.29; p < 0.001; r = 0.88$ ) and the Rotated was 53% higher than the Lateral Flexion ( $Z = -3.29; p < 0.001; r = 0.88$ ) (Figure 5).

Figure 5 - Sternocleidomastoid MVIC results; different letters indicates significant differences; values in mean and standard error



Significant difference was found for the three types of MVIC for the anterior scalene muscle ( $X^2 [2] = 13.78; p < 0.001$ ). The Conventional MVIC was 23.2% higher than the Lateral Flexion ( $Z = -3.29; p = 0.001; r = 0.88$ ), the conventional was 26.3% higher than the Rotated ( $Z = -2.41; p = 0.016; r = 0.64$ ) but no difference comparing the Rotated with the Lateral Flexion was found ( $Z = -0.419; r = 0.11$ ) (Figure 6).

Figure 6 - Anterior Scalene MVIC results; different letters indicates significant differences; values in mean and standard error



## DISCUSSION

The aim of this study was to evaluate the effectiveness of different strategies to obtain the highest value during a maximum voluntary isometric contraction of the sternocleidomastoid and anterior scalene muscles. It was hypothesized that the Rotated MVIC would elicit a higher activity for both muscles compared to the Conventional MVIC. Therefore, our hypotheses were partially accepted, since for the sternocleidomastoid the Rotated MVIC elicited a higher activity but not for the anterior scalene muscle.

The Rotated MVIC elicited the highest activation for the sternocleidomastoid compared to the other two types. These results can be explained by the kinesiology function of the sternocleidomastoid. The Conventional MVIC suggested by Falla et al. (2002) is done by performing a pure neck flexion of the head. Despite having the bilaterally function of flexion, the sternocleidomastoid also has the function of contralateral rotation and lateral flexion when contracted unilaterally (Floyd, 2012; Kapandji, 2008). Therefore, the Conventional MVIC does not include cervical rotation or the lateral flexion of the unilateral sternocleidomastoid. The Rotated MVIC uses both functions of the sternocleidomastoid muscle; neck lateral flexion and rotation (Floyd, 2012). Also, this position has been proposed to evaluate sternocleidomastoid force because, it is a position that maximum isolate that muscle (Cibulka et al., 2017). Another possibility is regarding to the length of the muscle. When the head is rotated, the sternocleidomastoid is shortened, and the MVIC is performed in a different fibers overlap. It has been demonstrated that for different muscle length, different levels of EMG can be reach (Onishi et al., 2002; Worrell et al., 2001). Moreover, when we perform the conventional MVIC, the central nervous system sends an efferent motor response to many agonist (both sternocleidomastoid, longus capitis, longus colli) and it can be hypothesized that for the Rotated MVIC the central nervous system increases the motor response to a single sternocleidomastoid by decreasing the motor response to other muscles. Considering bilateral sternocleidomastoid evaluations, it is suggested perform the Rotated MVIC for each side. However, that increases the data collection time and may increase the subject discomfort.

For anterior scalene, the greatest activation was found during conventional MVIC. Along with the same kinesiological explanation for the sternocleidomastoid, we proposed that the Lateral Flexion MVIC would elicit the highest activation for the

anterior scalene. The expectation was based on the unilateral main action of the anterior scalene, which is lateral flexion with homolateral rotation (Kapandji, 2008). However, it is speculated that the anterior scalene performs neither a homolateral nor contralateral rotation of the neck, since this muscle elongates during these movements (Kamibayashi and Richmond, 1998; Vasavada et al., 1998). Therefore, the lateral flexion, would be the movement that supposedly to isolates the function of the anterior scalene as much as possible. Moreover, an important inspiratory function of the anterior scalene was disregarded during the MVIC. Thus, when it was performed the conventional MVIC, which is a bilateral function of the anterior scalene, the highest levels of activation of this muscle were obtained. This could possibly be due to the fact that we could not isolate the anterior scalene function because it was not included the inspiratory or the rotation function in small degrees proposed by some authors (Kapandji, 2008).

Despite of the reasonable kinesiology explanation for these results, the random characteristic of the electromyograph signal was found in this study, since the variability of the data in millivolts was as high as expected (Vera-Garcia et al., 2010). The skin preparation is a commonly used procedure to decrease skin impedance but it depends a lot on how it was done and also on the subject skin impedance differences (Hermens et al., 2000). Therefore, in order to decrease the signal variability due to the different skin impedance, we normalized each subject by the conventional MVIC giving us the percentage of muscle activation regarding the conventional MVIC (Halaki and Gi, 2012).

With our data in percentage of conventional MVIC, it is important to know that the differences between MVIC for sternocleidomastoid were approximately 25% higher for the rotated than the conventional which means that using the conventional MVIC rather than the rotated leads to a maximal electrical muscular activity that represents a quarter less than the rotated. As well as for the anterior scalene that the conventional MVIC elicited approximately 25% higher than the other two methods. Thus, in order to normalize both sternocleidomastoid and anterior scalene muscles two MVIC should be done, the Rotated MVIC for the sternocleidomastoid and the Conventional MVIC for the anterior scalene muscle.

This study has some limitations. The first is that, it was not possible to evaluate a MVIC with neck rotation for the sternocleidomastoid a commonly used by some

authors (Tan et al., 2010; Tartaglia et al., 2008), because it was not obtained obtain a true isometric contraction with the available equipment and it is not recommended to use a manual resistance in order to acquire better reliability (Netto and Burnett, 2006). So, it is recommended to future studies test other MVIC comparing the Rotated MVIC with a MVIC with neck rotation. It is already known that different muscle length can alter the electrical activity for some muscles (Onishi et al., 2002; Worrell et al., 2001). Thus, another limitation of this study is that it was not tested different muscle length for the anterior scalene, it was only tested for the sternocleidomastoid and it was demonstrated that it elicited a higher activation in a shorted muscle position (Rotated MVIC). Another limitation regarding the anterior scalene is that the anterior scalene muscle function of an accessory inspiratory muscle was disregarded. So, it is also recommended to future studies test other anterior scalene MVIC considering the inspiratory function of that muscles. Also, it was evaluated healthy subjects with no neck disability, therefore some precaution has to be done when assessing a neck pain group. Another important limitation is that the effect size was arbitrary assumed in order to define our sample. However, all of the effect sizes of the statistical analysis were higher than the previous assumed effect size, so the sample of this study was representative of the population.

The conclusion of this study was that the highest value for the sternocleidomastoid electrical activity is acquired performing a neck homolateral flexion with the neck in a contralateral rotation using the proposed Rotated MVIC. Moreover, for the anterior scalene muscle the highest values were found performing a neck flexion using the Conventional MVIC. Therefore, it is suggested to perform two types of MVIC in order to normalize both sternocleidomastoid and anterior scalene muscles.

## REFERENCES

- Al-Qaisi, S., Aghazadeh, F., 2015. Electromyography Analysis: Comparison of Maximum Voluntary Contraction Methods for Anterior Deltoid and Trapezius Muscles. *Procedia Manuf.* 3, 4578–4583. doi:10.1016/j.promfg.2015.07.475
- Burden, A., 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
- Cibulka, M.T., Herren, J., Kilian, A., Smith, S., Mahmutovic, F., Dolles, C., 2017. The reliability of assessing sternocleidomastoid muscle length and strength in adults with and without mild neck pain. *Physiother Theory Pr.* 33, 323–330. doi:10.1186/s40798-017-0083-210.1080/09593985.2017.1302539
- Contreras, B., Vigotsky, A.D., Schoenfeld, B.J., Beardsley, C., Cronin, J., 2015. A comparison of two gluteus maximus EMG maximum voluntary isometric contraction positions. *PeerJ* 3, e1261. doi:10.7717/peerj.1261
- De Luca, C.J., 1997. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *J. Appl. Biomech.* 13, 135–163. doi:10.1123/jab.13.2.135
- Falla, D., Dall’Alba, P., Rainoldi, A., Merletti, R., Jull, G., 2002. Location of innervation zones of sternocleidomastoid and scalene muscles – a basis for clinical and research electromyography applications. *Clin. Neurophysiol.* 113, 57–63. doi:10.1016/S1388-2457(01)00708-8
- Florencio, L.L., Oliveira, A.S., Lemos, T.W., Carvalho, G.F., Dach, F., Bigal, M.E., Falla, D., Fernández-de-las-Peñas, C., Bevilacqua-Grossi, D., 2016. Patients with chronic, But not episodic, Migraine display altered activity of their neck extensor muscles. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 30, 66–72. doi:10.1016/j.jelekin.2016.06.003
- Floyd, R., 2012. *Manual of Structural Kinesiology*, 18th ed. McGraw-Hill, Livingston.
- Fritz, C.O., Morris, P.E., Richler, J.J., 2012. Effect size estimates: Current use, calculations, and interpretation. *J. Exp. Psychol. Gen.* 141, 2–18. doi:10.1037/a0024338



- Halaki, M., Gi, K., 2012. Normalization of EMG Signals: To Normalize or Not to Normalize and What to Normalize to?, in: Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges. InTech. doi:10.5772/49957
- Hermens, H.J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., Rau, G., 2000. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 10, 361–374. doi:10.1016/S1050-6411(00)00027-4
- Hlavenka, T.M., Christner, V.F.K., Gregory, D.E., 2017. Neck posture during lifting and its effect on trunk muscle activation and lumbar spine posture. *Appl. Ergon.* 62, 28–33. doi:10.1016/j.apergo.2017.02.006
- Kamibayashi, L.K., Richmond, F.J.R., 1998. Morphometry of human neck muscles. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 23, 1314–23.
- Kapandji, A., 2008. *The Physiology of the Joints*, volume III, 6th ed. Churchill Livingstone.
- Lee, S.-M., Lee, C.-H., O'Sullivan, D., Jung, J.-H., Park, J.-J., 2016. Clinical effectiveness of a Pilates treatment for forward head posture. *J. Phys. Ther. Sci.* 28, 2009–13. doi:10.1589/jpts.28.2009
- MERLETTI, R., DI TORINO, P., 2017. Standards for Reporting EMG Data. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 36, I–II. doi:10.1016/S1050-6411(17)30329-2
- Netto, K.J., Burnett, A.F., 2006. Reliability of normalisation methods for EMG analysis of neck muscles. *Work* 26, 123–130.
- Onishi, H., Yagi, R., Oyama, M., Akasaka, K., Ihashi, K., Handa, Y., 2002. EMG-angle relationship of the hamstring muscles during maximum knee flexion. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 12, 399–406. doi:10.1016/S1050-6411(02)00033-0
- Prajapati, B., Dunne, M.C.M., Armstrong, R.A., 2010. Sample size estimation and statistical power analyses. *Optom. Today* 2010.
- Schwartz, C., Tubez, F., Wang, F.C., Croisier, J.L., Bröls, O., Denoël, V., Forthomme, B., 2017. Normalizing shoulder EMG: An optimal set of maximum isometric voluntary contraction tests considering reproducibility. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 37, 1–8. doi:10.1016/j.jelekin.2017.08.005

- Sommerich, C.M., Joines, S.M.B., Hermans, V., Moon, S.D., 2000. Use of surface electromyography to estimate neck muscle activity. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 10, 377–398. doi:Doi 10.1016/S1050-6411(00)00033-X
- Tan, C.F., Chen, W., Rauterberg, M., 2010. Experimental design for sternocleidomastoid muscle stress measurement, in: *Proceedings of the 7th International Conference on Methods and Techniques in Behavioral Research - MB '10*. ACM Press, New York, New York, USA, pp. 1–4. doi:10.1145/1931344.1931372
- Tartaglia, G.M., Barozzi, S., Marin, F., Cesarani, A., Ferrario, V.F., 2008. Electromyographic activity of sternocleidomastoid and masticatory muscles in patients with vestibular lesions. *J. Appl. Oral Sci.* 16, 391–396. doi:10.1590/S1678-77572008000600007
- Vasavada, A.N., Li, S., Delp, S.L., 1998. Influence of muscle morphometry and moment arms on the moment-generating capacity of human neck muscles. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 23, 412–422.
- Vera-Garcia, F.J., Moreside, J.M., McGill, S.M., 2010. MVC techniques to normalize trunk muscle EMG in healthy women. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 20, 10–16. doi:10.1016/j.jelekin.2009.03.010
- Vernon, H., 2008. The Neck Disability Index: state-of-the-art, 1991-2008. *J. Manipulative Physiol. Ther.* 31, 491–502. doi:10.1016/j.jmpt.2008.08.006
- Worrell, T.W., Karst, G., Adamczyk, D., Moore, R., Stanley, C., Steimel, B., Steimel, S., 2001. Influence of Joint Position on Electromyographic and Torque Generation During Maximal Voluntary Isometric Contractions of the Hamstrings and Gluteus Maximus Muscles. *J. Orthop. Sport. Phys. Ther.* 31, 730–740. doi:10.2519/jospt.2001.31.12.730

### APÊNDICE III – MÚSCULOS DA COLUNA CERVICAL NO BOB

<b>Músculo</b>	<b>Feixes Musculares</b>	<b>Função Cinesiológica</b>
Elevador da escápula	2	Flexão lateral e rotação ipsilateral da cabeça
Esternocleidomastoideo	2	Bilateral: Flexão da cabeça Unilateral: Rotação contralateral da cabeça
Escaleno anterior	3	Bilateral: Flexão da cervical Unilateral: Eleva 1ª costela; Flexão lateral; Rotação contralateral da cabeça
Escaleno médio	5	
Escaleno posterior	2	
Esplênio da cabeça	4	Bilateral: Extensão da cabeça e da cervical Unilateral: Rotação ipsilateral da cabeça; Flexão lateral ipsilateral
Esplênio do pescoço	3	Bilateral: Extensão da cervical Unilateral: Rotação ipsilateral da cabeça; Flexão lateral ipsilateral
Longuíssimo da cabeça	6	Bilateral: Extensão da cabeça e da cervical Unilateral: Flexão lateral e rotação ipsilateral da cabeça
Longuíssimo do pescoço	4	Extensão, flexão lateral ipsilateral da cervical
Espinal da cabeça	9	Bilateral: Extensão da cabeça e da cervical Unilateral: Flexão lateral e rotação ipsilateral da cabeça
Espinal do pescoço	3	Bilateral: Extensão cervical Unilateral: Flexão lateral e rotação ipsilateral da cabeça
Semiespinal da cabeça	9	Extensão e rotação contralateral da cabeça
Semiespinal do pescoço	5	Extensão e rotação contralateral da cervical
Longo da cabeça	3	Flexão da cabeça e da cervical
Longo do pescoço	11	Flexão da cervical
Reto posterior maior da cabeça	1	Extensão e rotação ipsilateral da cabeça
Reto posterior menor da cabeça	1	Extensão da cabeça
Multífido cervical	5	Extensão e rotação contralateral da cervical

## APÊNDICE IV – CONJUNTO DE MARCADORES PLUG-IN-GATE

Marcadores da cabeça:

LFHD	Osso frontal esquerdo	Posicionado 3 cm a cima do arco superciliar esquerdo
RFHD	Osso frontal direito	Posicionado 3 cm a cima do arco superciliar direito
LBHD	Osso occipital esquerdo	Posicionado na mesma altura dos marcadores do osso frontal
RBHD	Osso occipital direito	Posicionado na mesma altura dos marcadores do osso frontal

Marcadores do tronco:

C7	7ª vertebra cervical	Processo espinhoso da 7ª vértebra cervical
T10	10ª vertebra torácica	Processo espinhoso da 10ª vértebra cervical
CLAV	Clavícula	Incisura jugular, onde as clavículas se encaixam no esterno
STRN	Esterno	Processo xifoide do esterno
RBAK	Posterior direito	Posicionado no meio da escápula direita. Este marcador não possui um marcador simétrico no lado esquerdo. Esta assimetria ajuda na identificação dos lados direito e esquerdo do sujeito

Marcadores do membro superior:

LSHO	Ombro Esquerdo	Posicionado na articulação Acrômio-clavicular esquerda
RSHO	Ombro Direito	Posicionado na articulação Acrômio-clavicular direita
RUPA	Braço direito	Posicionado na parte inferior do braço direito, entre os marcadores do cotovelo e do ombro
LUPA	Braço esquerdo	Posicionado na parte superior do braço esquerdo, entre os marcadores do cotovelo e do ombro. Deve ser posicionado assimetricamente ao RUPA
LELB	Cotovelo esquerdo	Posicionado no epicôndilo lateral, próximo ao eixo da articulação do cotovelo
RELB	Cotovelo direito	Posicionado no epicôndilo lateral, próximo ao eixo da articulação do cotovelo
RFRA	Antebraço direito	Posicionado na parte superior do braço direito, entre os marcadores do cotovelo e do ombro
LFRA	Antebraço esquerdo	Posicionado na parte inferior do braço esquerdo, entre os marcadores do punho e do cotovelo. Deve ser posicionado assimetricamente ao RFRA
LWRA	Punho esquerdo A	Posicionado no processo estiloide do rádio

RWRA	Punho direito A	Posicionado no processo estilóide do rádio
LWRB	Punho esquerdo B	Posicionado no processo estilóide da ulna
RWRB	Punho esquerdo B	Posicionado no processo estilóide da ulna
LFIN	Mão esquerda	Posicionado no dorso da mão, na cabeça do 2º metacarpo
RFIN	Mão direita	Posicionado no dorso da mão, na cabeça do 2º metacarpo

#### Marcadores da cintura pélvica:

LASI	Espinha íliaca ântero-superior esquerda	Posicionado diretamente sobre a espinha íliaca ântero-superior esquerda
RASI	Espinha íliaca ântero-superior direita	Posicionado diretamente sobre a espinha íliaca ântero-superior esquerda
LPSI	Espinha íliaca pósterio-superior esquerda	Posicionado diretamente sobre a espinha íliaca ântero-superior esquerda
RPSI	Espinha íliaca pósterio-superior direita	Posicionado diretamente sobre a espinha íliaca ântero-superior esquerda

#### Marcadores do membro inferior:

LKNE	Joelho esquerdo	Posicionado no epicôndilo lateral do joelho esquerdo
RKNE	Joelho direito	Posicionado no epicôndilo lateral do joelho direito
LTHI	Coxa esquerda	Posicionado no 1/3 distal lateral da superfície da coxa
RTHI	Coxa direita	Posicionado no 1/3 proximal lateral da superfície da coxa, assimetricamente ao LTHI
LANK	Tornozelo esquerdo	Posicionado sobre o maléolo lateral, ao longo de uma linha imaginária, que passa através do eixo transmaleolar
RANK	Tornozelo direito	Posicionado sobre o maléolo lateral, ao longo de uma linha imaginária, que passa através do eixo transmaleolar
LTIB	Perna esquerda	Posicionado no 1/3 distal da tíbia esquerda para determinar o alinhamento da flexão do eixo do tornozelo
RTIB	Perna direita	Posicionado no 1/3 proximal da tíbia esquerda para determinar o alinhamento da flexão do eixo do tornozelo
LTOE	2º metatarso esquerdo	Posicionado sobre a cabeça do 2º metatarso
RTOE	2º metatarso direito	Posicionado sobre a cabeça do 2º metatarso
LHEE	Calcâneo esquerdo	Posicionado sobre o calcâneo, na mesma altura do marcador do 2º metatarso
RHEE	Calcâneo direito	Posicionado sobre o calcâneo, na mesma altura do marcador do 2º metatarso

**APÊNDICE V – CURVA DE CALIBRAÇÃO MINIBAND CINZA (LIVEUP, BRASIL)**