

UNIVERSIDADE NOVE DE JULHO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO

LUCAS CRUZ FREIRE

**EXPLORANDO O POTENCIAL DA COMBINAÇÃO DE CINEMÁTICA E EMG
PARA MELHORAR A IDENTIFICAÇÃO DE INDIVÍDUOS COM DOR
SUBACROMIAL NO OMBRO**

São Paulo

2024

LUCAS CRUZ FREIRE

**EXPLORANDO O POTENCIAL DA COMBINAÇÃO DE CINEMÁTICA E EMG
PARA MELHORAR A IDENTIFICAÇÃO DE INDIVÍDUOS COM DOR
SUBACROMIAL NO OMBRO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da Universidade Nove de Julho (UNINOVE), como requisito para obtenção do grau de mestre em Ciências da Reabilitação.

Orientador: Prof. Dr. Paulo Roberto
Garcia Lucareli

São Paulo

2024

2024

Ficha Catalográfica

Freire, Lucas Cruz.

Explorando o potencial da combinação de cinemática e emg para melhorar a identificação de indivíduos com dor subacromial no ombro. / Lucas Cruz Freire. 2024.

64f.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Nove de Julho – UNINOVE, São Paulo, 2024.

Orientador (a): Prof. Dr. Paulo Roberto Garcia Lucareli

1. Ombro. 2. Escápula. 3. Cinemática. 4. Eletromiografia. 5. Perfil de desvio do movimento

I. Lucareli, Paulo Roberto Garcia.

II. Título

CDU 615.8

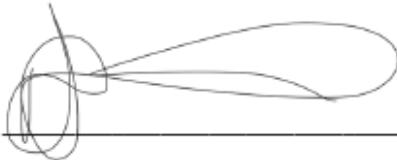
São Paulo, 18 de junho de 2024.

TERMO DE APROVAÇÃO

Aluno (a): LUCAS CRUZ FREIRE

Título da Dissertação: "EXPLORANDO O POTENCIAL DA COMBINAÇÃO DE CINEMÁTICA E EMG PARA MELHORAR A IDENTIFICAÇÃO DE INDIVÍDUOS COM DOR SUBACROMIAL DO OMBRO"

Presidente: PROF. DR. PAULO ROBERTO GARCIA LUCARELI



Membro: PROF. DR. CID ANDRÉ FIDELIS DE PAULA GOMES



Membro: PROF. DR. SILVIO ANTÔNIO GARBELOTTI JÚNIOR



DEDICATÓRIA

Dedico a Deus, se não fosse por Ele nada disso teria sentido algum para mim. Tudo é por causa Dele, por Ele e para Ele.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a ao Senhor Jesus Cristo. Sem Ele nada disso seria possível;

Agradeço aos meus pais Marcelo Moreira Freire, Fernanda Aparecida Cortez Cruz Freire e irmã Julia Cruz Freire. O amor, cuidado, suporte e condições providas durante toda a caminhada fizeram toda a diferença;

Agradeço a minha esposa Victória Carolina de Castro Ribeiro Freire. Companheira desde o início e razão do esforço de hoje e sempre;

Agradeço aos meu orientador Paulo Roberto Garcia Lucareli. Por facilitar o alcance desse título profissional;

Agradeço ao meu co-orientador Diogo Henrique Magalhães Gonçalves. Por ter me dado a primeira oportunidade no meio científico e ter possibilitado a chegada até aqui;

Agradeço à Universidade Nove de Julho. Por possibilitar a obtenção desse título;

Agradeço ao programa de bolsas da Fundação CAPES. Pelo suporte financeiro para o desenvolvimento e conclusão deste projeto.

“Para que todos vejam, saibam, considerem, e compreendam que a mão do Senhor fez isso”

Isaías 41:20

RESUMO

Introdução: Cerca de 16% da população é acometida por doenças musculoesqueléticas envolvendo o cíngulo do membro superior; aproximadamente cerca de 44% a 65% dos indivíduos afetados apresentam dor subacromial no ombro (SDS). Alterações cinemáticas e atividade eletromiográfica (EMG) no complexo articular do ombro foram descritas, entretanto, não há consenso na literatura quanto às alterações em indivíduos com SDS. Objetivo: Comparar a cinemática angular (CIN) e atividade eletromiográfica (EMG) da escápula, tronco e braço durante os movimentos de flexão-extensão e abdução-adução do ombro de indivíduos com SDS e um grupo controle, utilizando o Movement Deviation Profile (MDP) uma rede neural auto-organizada, comparando as variáveis CIN e EMG isoladas e unificadas. **Métodos:** Trata-se de um estudo transversal, com uma amostra de cento e dezesseis participantes (41 homens e 75 mulheres). Cinquenta e seis apresentavam SDS (idade: $26,9 \pm 7,02$ anos, altura: $166,8 \pm 7,96$ m e IMC: $24,4 \pm 3,53$ kg/m²) e 60 sem dor (idade: $22,3 \pm 3,03$ anos, altura: $166,5 \pm 837$ m e IMC: $23,6 \pm 2,96$ kg/m²). Foram analisados a cinemática tridimensional dos ângulos nos planos frontal, sagital e transversal da escápula, tronco e braço. Bem como, a análise da eletromiografia de superfície dos músculos deltóide acromial, clavicular e espinal, trapézio ascendente, transverso e descendente, serrátil anterior e bíceps braquial, onde os sinais foram filtrados, retificados e suavizados. A tarefa envolvia movimentos de flexão/extensão e abdução/adução do ombro partindo da posição anatômica até atingir a amplitude máxima do movimento, em cada plano e retornando à posição inicial em velocidade auto-selecionada. O MDP foi utilizado para analisar a cinemática e a EMG separadamente e depois combinados. A média do Z-score do MDP foi calculado para comparar os resultados normalizados entre indivíduos com e sem SDS. Uma análise multivariada com teste post-hoc de Bonferroni comparou os grupos considerando $p < 0,05$. **Resultados:** Houve interação entre os dois grupos durante a flexão/extensão ($\lambda = 0,844$, $F = 6,885$, $P < 0,0001$) e abdução/adução ($\lambda = 0,917$, $F = 3,396$, $P < 0,02$). Houve diferença na cinemática e na cinemática com EMG na flexão/extensão e apenas na cinemática na abdução/adução. **Conclusão:** O MDP foi capaz de diferenciar indivíduos com SDS e sem dor, sendo a variável que mais diferenciou os grupos foi a cinemática durante o movimento de flexão/extensão do braço.

Palavras-chave: Ombro, Escápula, Cinemática, Eletromiografia, Perfil de Desvio do Movimento.

ABSTRACT

Introduction: Around 16% of the population is affected by musculoskeletal diseases involving the cingulum of the upper limb; Approximately about 44% to 65% of affected individuals experience subacromial shoulder pain (SDS). Kinematic changes and electromyographic (EMG) activity in the shoulder joint complex have been described, however, there is no consensus in the literature regarding the changes in individuals with SDS. Objective: To compare the angular kinematics (CIN) and electromyographic (EMG) activity of the scapula, trunk and arm during shoulder flexion-extension and abduction-adduction movements of individuals with SDS and a control group, using the Movement Deviation Profile (MDP) a self-organizing neural network, comparing isolated and unified CIN and EMG variables.

Methods: This is a cross-sectional study, with a sample of one hundred and sixteen participants (41 men and 75 women). Fifty-six had SDS (age: 26.9 ± 7.02 years, height: 166.8 ± 7.96 m and BMI: 24.4 ± 3.53 kg/m²) and 60 had no pain (age: 22.3 ± 3.03 years, height: 166.5 ± 8.37 m and BMI: 23.6 ± 2.96 kg/m²). The three-dimensional kinematics of the angles in the frontal, sagittal and transverse planes of the scapula, trunk and arm were analyzed. As well as the analysis of surface electromyography of the acromial, clavicular and spinal deltoid muscles, ascending, transverse and descending trapezius, serratus anterior and biceps brachii, where the signals were filtered, rectified and smoothed. The task involved shoulder flexion/extension and abduction/adduction movements starting from the anatomical position until reaching the maximum range of motion, in each plane and returning to the initial position at a self-selected speed. MDP was used to analyze kinematics and EMG separately and then combined. The mean MDP Z-score was calculated to compare normalized results between individuals with and without SDS. A multivariate analysis with Bonferroni post-hoc test compared the groups considering $p < 0.05$. **Results:** There was an interaction between the two groups during flexion/extension ($\lambda=0.844$, $F=6.885$, $P<0.0001$) and abduction/adduction ($\lambda=0.917$, $F=3.396$, $P<0.02$). There was a difference in kinematics and kinematics with EMG in flexion/extension and only in kinematics in abduction/adduction. **Conclusion:** The MDP was able to differentiate individuals with SDS and those without pain, with the variable that most differentiated the groups being the kinematics during the arm flexion/extension movement.

Keywords: Shoulder, Scapula, Kinematics, Electromyography, Movement Deviation Profile.

SUMÁRIO

LISTA DE TABELAS.....	12
LISTA DE FIGURAS.....	13
LISTA DE ABREVIACÕES	14
1 CONTEXTUALIZAÇÃO.....	13
2 OBJETIVO.....	16
3 HIPÓTESE.....	17
4 MÉTODOS.....	18
4.1 DESENHO DO ESTUDO E PROCEDIMENTOS ÉTICOS	18
4.2 CASUÍSTICA	18
4.3 PROCEDIMENTOS DE COLETA.....	19
4.3.1 Questionários.....	19
4.3.2 Coleta de Dados Cinemática e EMG	20
4.3.3 Descrição da Tarefa.....	21
4.4 PROCESSAMENTO DOS DADOS.....	23
4.4.1 Cinemática Tridimensional.....	23
4.4.2 Eletromiografia	23
4.5 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	24
5 RESULTADOS	26
5.1 ARTIGO: “Exploring the potential of combining kinematics and emg to enhance identification of individuals with subacromial shoulder pain”	26
5.1.1 Abstract.....	26
5.1.2 Introduction	27
5.1.3 Method	28
5.1.4 Results.....	32
5.1.5 Discussion.....	35
5.1.6 Conclusion.....	36
5.1.7 Figures.....	37
5.1.8 Referenses.....	38
6 CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	42
7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	43
APÊNDICE	50
ANEXOS	54

ANEXO A: TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO	54
ANEXO B: ÍNDICE DE DOR E INCAPACIDADE NO OMBRO - (SPADI)	58
ANEXO C: INCAPACIDADE NO MEMBRO SUPERIOR - (QUICKDASH).....	59
ANEXO D: ESCALA TAMPA PARA CINESIOFOBIA	60
ANEXO E: ESCALA DE PENSAMENTO CATASTRÓFICO SOBRE A DOR - (B-PCS)	61
ANEXO F: RESUMO DE TRABALHO PUBLICADO NO CONGRESSO EUROPEU DE ANÁLISE DO MOVIMENTO EM ADULTO E CRIANÇA – ESMAC 2023	62
ANEXO G: ARTIGO PUBLICADO NA REVISTA DE BIOMECÂNICA – <i>JOURNAL OF BIOMECHANICS</i>	
.....	63

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Características demográficas e escores dos questionários dos participantes por grupo.....	33
Tabela 2. Média e intervalos de confiança de 95% dos escores z médios do MDP.....	33
Tabela 3. Perfil de Desvio de Movimento da cinemática, EMG e Cinemática e EMG.....	34

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Conjunto de marcadores para a realização das coletas estáticas.....	20
Figura 2. Eletrodos de superfície, utilizados para aquisição da atividade dos músculos.....	21
Figura 3. Coleta estática e coleta dinâmica do movimento de flexão/extensão do ombro.....	22
Figura 4. Coleta dinâmica do movimento de abdução/adução do ombro.....	22

LISTA DE ABREVIASÕES

[°]: Graus

SDS: Dor Subacromial

SIS: Síndrome do Impacto Subacromial

MDP: *Movement Deviation Profile*

SOM: Rede neural artificial que utiliza um mapa auto-organizado

GH: Articulação glenoumeral

ST: Articulação escapulotorácica

EMGi: Eletromiografia intramuscular

EMGs: Eletromiografia de superfície

SPADI: *Shoulder Pain and Disability Index*

QUICKDASH: *Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand Score*

B-PCS: Escala de Pensamentos Catastróficos sobre a Dor

TAMPA: Escala para Cinesiofobia

ADM: Amplitude de Movimento

KG: Quilogramas

MC: Massa Corpórea

HZ: *Hertz*

TD: Trapézio descendente

TT: Trapézio transverso

TA: Trapézio ascendente

DC: Deltóide clavicular

DA: Deltóide acromial

DE: Deltóide espinhal

SA: Serrátil Anterior

BB: Biceps Braquial

A/D: Analógico/Digital

C7: *Processus Spinosus (spinous process) of the 7th cervical vertebra*

T10: *Processus Spinosus (spinal process) of the 10th thoracic vertebra*

CLAV: *Incisura Jugularis*

STRN: *Processus Xiphoideus*

LANGS: *Left angle superior of scapula*

RANGS: *Right angle superior of scapula*

LANGI: *Left angle inferior of scapula*

RANGI: *Right angle inferior of scapula*

LELB: *Left lateral epicondyle*

RELB: *Right lateral epicondyle*

LELB2: *Left medial epicondyle*

RELB2: *Right medial epicondyle*

LSC: *Left scapula cluster*

RSC: *Right scapular cluster*

LUM: *Left humerus cluster*

RUM: *Right humerus cluster*

SENIAM: *Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscle*

T3: Terceira vértebra torácica

T5: Quinta vértebra torácica

T8: Oitava vértebra torácica

1 CONTEXTUALIZAÇÃO

Cerca de 16% da população é acometida por doenças musculoesqueléticas envolvendo o cíngulo do membro superior¹. A síndrome da dor subacromial do ombro (SDS), antigamente conhecida como síndrome do impacto subacromial (SIS) corresponde a uma prevalência de cerca de 44% a 46% das doenças do complexo articular do ombro². A SDS apresenta alto impacto nos gastos por doenças e cuidados de saúde e afeta principalmente indivíduos de 30 a 60 anos³.

Apesar da alta prevalência, a fisiopatologia da SDS não é bem estabelecida na literatura^{4,5}. Por conta dos interpostos entre os ossos úmero e acrômio que são os tendões do manguito rotador, o tendão da cabeça longa do bíceps, a bursa e o ligamento coracoacromial, qualquer anormalidade que perturbe a relação dessas estruturas subacromiais pode levar ao impacto e a presença ou não de dor⁶. Com o intuito de diminuir o impacto das estruturas subacromiais, a ressecção do acrônio foi por muito tempo a forma de tratamento para esta síndrome⁷, porém estudos atuais nos mostram que não há diferença em relação a distância acromioumeral estática e que a SDS é uma condição multifatorial, envolvendo aspectos não só biológicos, mas também psicossociais⁸.

As hipóteses biomecânicas sempre foram as mais plausíveis e estudadas⁹. Com isso, alterações dinâmicas começaram a ser mais estudadas, com o intuito de identificar alterações biomecânicas presentes nesses pacientes. Os movimentos do complexo do ombro permitem transferir e potencializar a força, e são resultado de um movimento coordenado entre a articulação glenoumeral (GH) e escapulotorácica (ST)¹⁰. O cíngulo do membro superior pode ser analisado considerando os seus movimentos articulares e as suas ativações musculares¹¹.

A cinemática visa avaliar diferentes segmentos e movimentos do corpo humano, baseado em um sistema de coordenadas tridimensional¹². Já a eletromiografia intramuscular (EMGi), com o uso de agulhas e a eletromiografia de superfície (EMG) com o uso de eletrodos na superfície da pele, tem o intuito de capturar sinais elétricos musculares, que são expressos em valores quantitativos, representativos da atividade muscular¹³.

Alterações cinemáticas do ombro em indivíduos com SDS, têm sido estudadas com frequência¹⁴. Porém, não existe consenso na literatura quando se diz respeito a comparação entre indivíduos saudáveis e com dor. Alterações como menor flexão de tronco, menor inclinação posterior e menor rotação inferior durante os movimentos de flexão-extensão; e maior flexão de tronco e maior inclinação lateral durante os movimentos de abdução-adução são encontrados^{15,16}.

Alterações na atividade elétrica muscular como maior atividade nos músculos supraespinal, latíssimo do dorso e trapézio descendente e menor atividade em serrátil anterior, trapézio transverso, trapézio ascendente e deltóide acromial foi encontrada em pacientes durante a abdução¹⁷. Entretanto, também não há consenso na literatura quanto essas alterações em indivíduos com SDS comparadas aos sem dor^{13,18,19}.

Embora a análise da marcha tenha avançado significativamente²⁰, as ferramentas analíticas para o desenvolvimento da função dos membros superiores ficaram para trás, especialmente em adultos. Essa lacuna na pesquisa e na literatura destaca a necessidade de abordagens inovadoras para quantificar a função dos membros superiores em distúrbios musculoesqueléticos²¹, além do escopo dos estudos sobre paralisia cerebral em crianças²².

O MDP (*Movement Deviation Profile*) é um método alternativo de processamento de dados biomecânicos complexos, potencialmente apoiando a interpretação clínica. Realiza a comparação do indivíduo com uma rede neural auto-organizada, uma única curva mostrando o desvio do movimento de um indivíduo normal ao longo do movimento²².

O MDP consiste em uma rede neural artificial que utiliza um mapa auto-organizado (SOM). O SOM (*self-organizing mapping*) emprega um paradigma de aprendizado não supervisionado que calcula o desvio multidimensional do movimento a partir de uma distribuição, calcula a distância euclidiana multidimensional entre cada paciente e a normalidade, fornecendo uma única curva para cada variável que reflete a distância da normalidade durante toda a série temporal. A rede neural é antes treinada com dados de um grupo controle, e os dados do grupo a ser comparado são apresentados ao SOM treinado, que compara os dados com a distribuição de “normalidade” aprendida²². O MDP permite a entrada de vários sinais biológicos ao mesmo tempo, que são combinados em um único valor. Assim, é possível integrar o EMG de múltiplos músculos e também as variáveis cinemáticas com o EMG²².

Essa ferramenta já foi utilizada para avaliar distúrbios musculoesqueléticos como na dor femoropatelar, Ferreira et al. (2019) observou quais tarefas funcionais diferenciam a cinemática angular de mulheres com dor de controles saudáveis, e foi identificado através do MDP que todas as tarefas mostraram diferenças significativa, porém a que mais diferenciou os grupos foi o *step down lateral*²³. Ferreira et al. (2020) analisou através do MDP a cinemática alterada da descida lateral em mulheres com dor femoropatelar e identificou que, com base nos gráficos da cinemática angular, as diferenças ocorrem nos movimentos de flexão anterior e lateral do tronco, obliquidade pélvica, adução e rotação interna do quadril, dorsiflexão e ângulo de progressão externo do pé que são um pouco maiores no grupo com dor²⁴. Ferreira et al. (2023)

comparou a cinemática entre mulheres com e sem DFP durante a caminhada e trouxe como resultado que mulheres com DFP mostraram diferenças no comportamento cinemático entre 2% e 12% (resposta de carga) e entre 38% e 54% (apoio terminal e pré-balânco) do ciclo da marcha²⁵. Albuquerque et al. (2021) observou mulheres com dor femoropatelar e através do MDP foi observado uma associação das variáveis biopsicossociais, enquanto as variáveis cinemáticas não foram identificadas nenhuma diferença²⁶. Bem como, para outros objetivos, Júlio et al. (2023) verificou que o MDP da cinemática tridimensional é capaz de diferenciar idosos caidores de não caidores em tarefas locomotoras e de transferência, em que a tarefa de descer escadas apresentou maior diferença²⁷. Portanto, o MDP tem se mostrado capaz de resumir e simplificar os dados cinemáticos e diferenciar grupos de pacientes de grupo controle.

Revisão sistemática recente apontou que o MDP é o método mais robustos para diferenciar distúrbios da marcha²⁰. Foi utilizado uma única vez na avaliação dos membros superiores com intuito de correlacionar o resultado do MDP do sinal EMG de músculos do manguito rotador com escalas de função de 13 indivíduos saudáveis e 11 pacientes. Apenas uma correlação moderada foi encontrada entre o *Upper Limb Functional Index* e a média do MDP e não foi encontrada correlação para *FIT-HaNSA*, ADM abdução e flexão do braço, a *Oxford Shoulder Score* e a média de força de preensão²⁸. Portanto, nosso entendimento é de que ao explorarmos mais o uso do MDP para quantificar possíveis diferenças entre a cinemática, a EMG e a combinação entre dados de cinemática e EMG podem auxiliar clínicos e pesquisadores no entendimento do papel dos movimentos, da atividade muscular e da interação entre as variáveis nos pacientes com SDS. Melhorando a compreensão pelo fato de resumir os resultados em apenas um único gráfico ou em um único número, oferecendo para a área uma nova análise de dados, pautada pela conexão de duas variáveis já consolidadas na análise do movimento humano.

2 OBJETIVO

Verificar se o MDP é capaz para diferenciar cinemática e EMG de indivíduos com SDS de controles sem dor nos movimentos de flexão/extensão e abdução/adução do braço.

3 HIPÓTESE

O *Movement Deviation Profile* (MDP) será capaz de diferenciar a cinemática, a EMG e a integração da cinemática e EMG em indivíduos com e sem SDS durante os movimentos de flexão/extensão e abdução/adução do braço.

4 MÉTODOS

4.1 DESENHO DO ESTUDO E PROCEDIMENTOS ÉTICOS

Tratou-se de um estudo transversal que foi realizado no Laboratório do Núcleo de Apoio a Pesquisa em Análise do Movimento (NAPAM) localizado na Rua Vergueiro, 235/249 – Liberdade, São Paulo – SP, após a aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Nove de Julho – UNINOVE, sob o número de parecer 5.454.093.

Todos os participantes foram informados sobre a natureza e o objetivo do estudo e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) (ANEXO A), de acordo com a Resolução Ética do CNS 466/12 do Conselho Nacional de Saúde.

A participação foi voluntária e seguiu todas as normas éticas e de biossegurança da instituição envolvida na pesquisa.

4.2 CASUÍSTICA

A amostra deste estudo foi composta por voluntários, que inicialmente foram selecionados por contato telefônico. Os possíveis participantes foram agendados e avaliados após assinarem um formulário de consentimento. Os critérios de elegibilidade incluíam homens ou mulheres com idade entre 18 e 50 anos. Especificamente, participaram 116 participantes, 41 homens e 75 mulheres, sendo 56 com dor (GSDS) e 60 sem dor (GC) no ombro, os participantes sem dor no ombro tiveram a avaliação realizada do lado dominante, os demais participantes tiveram o lado com dor avaliado.

A divisão do grupo com SDS foi realizada da seguinte forma, os participantes precisavam apresentar sinais positivos de pelo menos 3 dos 5 testes: arco doloroso, rotação lateral resistida, Neer, Hawkins-Kennedy e Jobe²⁹. Todos os participantes que apresentaram instabilidade articular do ombro, redução da força muscular e amplitude de movimento menor que 120 graus de abdução e flexão ativa foram excluídos, assim como participantes que apresentaram dores provenientes de outras disfunções, sem relação com a síndrome da dor subacromial ou que apresentassem qualquer de cirurgia no ombro, sintomas como dor, parestesia, déficit de motricidade relacionados a afecções da coluna cervical ou lombar, indivíduos com distúrbios psiquiátricos e/ou psicológicos e desordens neurológicas²⁴.

4.3 PROCEDIMENTOS DE COLETA

Inicialmente, todos os voluntários foram instruídos previamente sobre os procedimentos da avaliação e que ocorreriam em dois dias diferentes, logo após assinaram o TCLE.

4.3.1 Questionários

Com o objetivo de melhor caracterizar a amostra foram utilizados questionários auto administrados e adaptados para a língua portuguesa, apresentando boas propriedades de medida^{30,31,32,33}.

O SPADI³⁴ é um questionário relacionado a dor e função do ombro, consequentemente associado a qualidade de vida, constituído por 5 itens sobre dor e 8 sobre incapacidade funcional, pontuados entre 0 “sem dor” ou “sem dificuldade” e 10 “pior dor imaginável” ou “não consegue realizar”. Todos os itens respondidos são somados e convertidos em uma escala de 0-100, através da fórmula [(total de pontos respondidos/total de pontos possíveis) x 100], quanto maior o valor pior é o resultado.

QuickDASH³⁵ é um questionário relacionado para mensurar a incapacidade de participantes com disfunções no membro superior. É composto por 11 itens, cada item contém uma escala do tipo Likert de 5 pontos, entre 1 e 5. Os 6 primeiros itens estão relacionados a incapacidade, pontuados de entre 1 “não houve diferença” e 5 “não conseguiu fazer”. Os itens 7 e 8 se referem às limitações de atividades sociais e trabalho, pontuados entre 1 “não afetou” e “não limitou” a 5 “afetou extremamente” e “não conseguiu fazer”. As questões 9, 10 e 11 relacionadas gravidade dos sintomas são pontuadas 1 “nenhuma” a 5 “extrema”. A pontuação é convertida em uma escala de 100 pontos e quanto maior for o valor, pior é a condição do membro superior.

TAMPA³⁶ é composto por 17 itens com o objetivo de avaliar o medo de uma recidiva da lesão durante o movimento. A sua pontuação é feita através de uma escala do tipo Likert de 4 pontos, variando de 1 “discordo totalmente” a 4 “concordo totalmente”. Os escores das questões 4,8, 12 e 16 são invertidos ao final da aplicação do teste para obtenção do escore final. A pontuação mínima é de 17 pontos e máxima de 68 pontos, quanto maior a pontuação, maior o grau de cinesofobia.

B-PCS³⁷ é constituído de 13 itens com o objetivo de avaliar a catastrofização do participante. O questionário é dividido em 3 tópicos: impotência (itens 1, 2, 3, 4, 5, 12), ampliação (itens 6, 7, 13) e ruminação (itens 8, 9, 10, 11). A escala de pontuação é do tipo

Likert de 5 pontos, variando entre 0 “brando” e 4 “extremo”. A pontuação final pode variar de 0 a 52 pontos, quanto maior for a pontuação, mais negativos são os pensamentos.

4.3.2 Coleta de Dados Cinemática e EMG

Foi composta por captura de movimentos de escápula, úmero e tronco com o uso da cinemática tridimensional e eletromiografia de superfície. Um examinador independente, experiente em análise de movimento foi responsável por realizar as avaliações.

Para coleta cinemática foi utilizado um sistema de 8 câmeras infravermelho Vicon®, configuradas a uma frequência de 120Hz. Os marcadores foram fixados com fita dupla face hipoalergênica por dois avaliadores treinados quanto à localização e posicionamento dos marcadores necessários para compor o modelo proposto. Foram utilizados um conjunto de 12 marcadores esféricos reflexivos de 14mm e quatro clusters rígidos compostos por 3 marcadores foram fixados nos voluntários e posicionados da seguinte maneira (Figura 1): na sétima vértebra cervical (C7), na oitava vértebra torácica (T8), no corpo do manúbrio do esterno, logo abaixo da incisura jugular (CLAV), 6cm abaixo do manúbrio no corpo do esterno (STRN), no ângulo superior (LAngS e RAngS) e inferior das escápulas (LAngI e RAngI), nos epicôndilos lateral (LELB e RELB) e medial (LELB2 e RELB2) do úmero. Dois clusters na região plana dos acrônios (LSC0, LSC1, LSC2 e RSC0, RSC1, RSC2) e outros dois clusters no terço médio dos úmeros (LUM0, LUM1, LUM2 e RUM0, RUM1, RUM2). Durante os trials dinâmicos os marcadores LAngS, RAngS, LAngI, RAngI, LELB, RELB, LELB2 e RELB2 foram removidos pois tinham como objetivo servir como referência anatômica aos clusters³⁸.



Figura 1. Conjunto de marcadores para a realização das coletas estáticas.

Para a aquisição da atividade muscular foi utilizado um sistema com 8 canais, modelo wireless (EMG System do Brasil Ltda ®), eletrodos ativos bipolares com ganho de amplificação

de 1.000 vezes, filtro analógico passa banda de 20 a 500 Hz e modo comum de rejeição de 120 dB, com transmissão de sinal via wireless.

Os sinais EMG foram captados com frequência de amostragem de 2400 Hz, digitalizados por placa de conversão A/D (análogo-digital) com 16 bits de resolução e sincronizados com sistema de captura de imagem 3D pelo sincronizador Vicon Lock+ (Vicon®). A pele foi previamente tricotomizada e limpa com álcool 70% melhorando a fixação dos eletrodos e diminuindo possíveis interferências no sinal eletromiográfico da coleta. Eletrodos de superfície, autoadesivos descartáveis de Ag/AgCl (Miotec®), foram posicionados sobre a pele dos ventres musculares com distância de 20mm (centro-a-centro) paralelos as fibras musculares dos músculos bíceps braquial (BB), deltóide clavicular (DC), deltóide acromial (DA), deltóide espinal (DE), serrátil anterior (SA), trapézio descendente (TD), trapézio transverso (TT), trapézio ascendente (TA) seguindo as recomendações do SENIAM³⁹ (Figura 2).

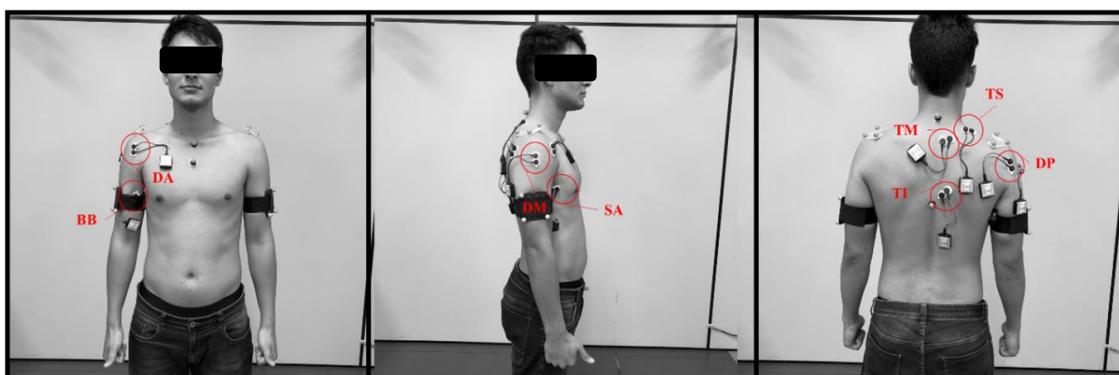


Figura 2. Eletrodos de superfície, utilizados para aquisição da atividade dos músculos.

4.3.3 Descrição da Tarefa

Após a colocação dos marcadores e dos eletrodos de superfície cada indivíduo foi instruído a permanecerem com os cotovelos estendidos, ombros na posição neutra, em seguida submetidos à 1 sessão de análise do movimento e eletromiografia: sendo realizada 25 repetições de cada movimento, flexão-extensão bilateral e abdução-adução bilateral, com intervalos de 15 segundos entre cada repetição e 30 segundos entre cada movimento, sendo selecionadas 7 repetições para análise dos dados. Os movimentos eram iniciados após os participantes receberem um comando verbal “Vai” e paravam após completarem todo o arco de movimento.

Previamente os sujeitos foram posicionados no centro da área de captura, em pé com os braços aduzidos ao longo do corpo, antebraços supinados e cotovelos flexionados a 90°, onde será coletado os trials estáticos para a reconstrução dos marcadores virtuais, conforme Gonçalves et al. 2019³⁸.

Os voluntários iniciaram e terminaram os movimentos flexão-extensão com os ombros na posição neutra, braços aduzidos, ao longo do corpo, cotovelos em extensão, mãos em posição neutra, os quatro primeiros dedos flexionados e polegares estendidos (Figura 3). Por fim, durante a coleta de abdução-adução os voluntários iniciaram e terminaram os movimentos com os ombros em rotação externa, braços aduzidos, ao longo do corpo, cotovelos em extensão, mãos em posição neutra, os quatro primeiros dedos flexionados e polegares estendidos (Figura 4).

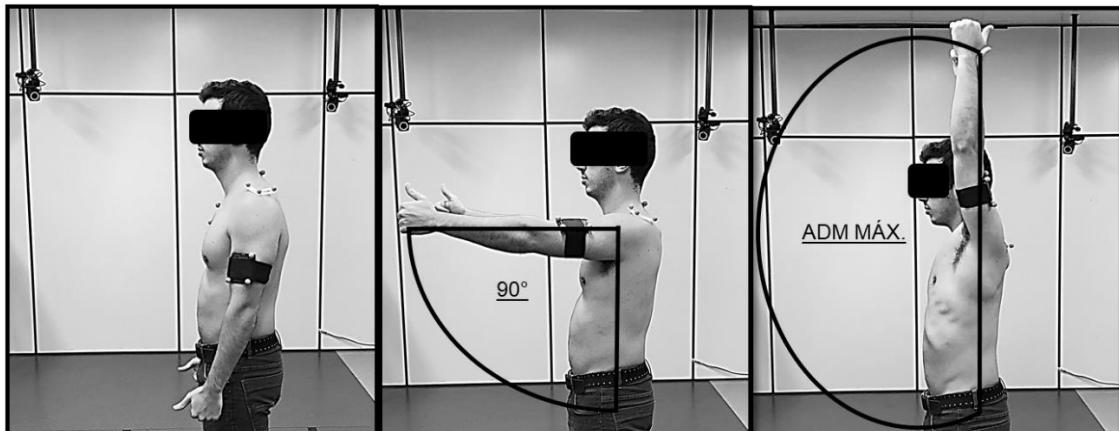


Figura 3. Coleta estática e coleta dinâmica do movimento de flexão/extensão do ombro.



Figura 4. Coleta dinâmica do movimento de abdução/adução do ombro.

4.4 PROCESSAMENTO DOS DADOS

4.4.1 Cinemática Tridimensional

Após a captura das coordenadas dos marcadores, os mesmos foram nomeados e salvos em formato C3D. Para a reconstrução tridimensional do modelo biomecânico, os dados das coordenadas dos marcadores fixados aos segmentos do corpo foram importados e processados por meio do software Vicon Nexus® 2.12. Um modelo próprio criado no software Vicon Body Builder® com o propósito de calcular os ângulos entre os segmentos formados pelos marcadores foi utilizado para o processamento dos dados³⁸. Em seguida, foi aplicado um filtro Woltring, com 2 erros quadráticos médios (2 MSE) às trajetórias dos marcadores, para reduzir os ruídos devido à movimentação durante o ciclo do movimento.

A partir disso, foi feita a marcação dos ciclos de movimento da tarefa. Os ciclos, independente do movimento tiveram duas fases: flexão e extensão e abdução e adução. Os ciclos iniciaram no instante em que a velocidade do marcador LUM0 ou RUM0 aumentou mais do que 50mm/s e acabaram quando a velocidade deste mesmo marcador foi inferior a 50 mm/s⁴⁰. Posteriormente, os segmentos foram definidos e as sequências dos segmentos de movimento foram calculadas seguindo as recomendações da Sociedade Internacional de Biomecânica⁴¹. O movimento do tórax em relação à referência laboratorial foi utilizado para o movimento do tronco, enquanto os movimentos da escápula e do braço foram relativos ao tórax.

4.4.2 Eletromiografia

Os sinais eletromiográficos brutos concatenados de cada participante foram filtrados com filtro passa-alta a 20 Hz e retificados e filtrados com filtro passa-baixa a 5 Hz para obtenção dos envelopes EMG⁴². Para cada músculo e participante, os envelopes EMG foram normalizados em amplitude pela média dos picos de cada ciclo de movimento e normalizados no tempo por meio de reamostragem de envelopes EMG a cada 1% do ciclo⁴³.

Os dados coletados na eletromiografia foram analisados e processados usando o software MATLAB® 2016 (The MathWorks Inc., Natick, Massachusetts, E.U.A.). A raiz quadrática média (RMS) da amplitude EMG foi calculada para avaliar a atividade dos músculos (TpzD, TpzT, TpzA, DtdC, DtdA, DtdE, AS e BB) após as coletas. Os dados de cinemática e EMG foram normalizados em porcentagem do ciclo do movimento e cada variável foi exportada em séries temporais compostas por 102 pontos.

4.4.3 MOVEMENT DEVIATION PROFILE – MDP

O MDP utiliza uma abordagem de aprendizado por meio de uma rede neural auto-organizada chamada SOM, um mapa auto-organizado que neste estudo foi utilizado para diferenciar o grupo de indivíduos com SDS e controle sem dor. SOM é uma técnica de aprendizado não supervisionado usada para produzir uma representação de baixa dimensão de um conjunto de dados de dimensão superior, discriminando e preservando a estrutura dos dados²².

Para cada variável, cinemática e de EMG e cada movimento (abdução-adução e flexão-extensão), uma curva do MDP foi calculada em relação ao grupo controle, consistindo de uma série de 51 pontos de dados. Nove curvas de cinemática, sendo uma curva para cada movimento estudado: flexão e extensão, inclinação, rotação interna e externa de tronco em relação ao laboratório; anteriorização e posteriorização, elevação e depressão, rotação interna e externa da escápula em relação ao tronco; flexão e extensão, adução e abdução e rotação interna e rotação externa do braço em relação ao tronco. Oito curvas de EMG, sendo uma curva para cada músculo estudado, deltóide clavicular, deltóide acromial, deltóide espinal, trapézio descendente, trapézio transverso e trapézio ascendente, bíceps braquial e serrátil anterior. E dezessete curvas (9 cinemática + 8 EMG), em 6 tentativas seguindo as recomendações de Barton et al. (2012)²².

4.5 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para verificar se os dados apresentam distribuição normal, foi utilizado o teste Shapiro – Wilk e em seguida os dados foram expressos em média e intervalo de confiança (IC 95%).

O Z-score foi calculado subtraindo a média do MDP do grupo assintomático da média do MDP do grupo com dor e dividido pelo desvio padrão da média do MDP do grupo assintomático em cada movimento para comparar os resultados entre os grupos. O algoritmo é descrito pela seguinte equação:

$$Z = \frac{M\bar{D}P_d - M\bar{D}P_a}{\sigma_{M\bar{D}P_a}}$$

Onde Z é o Z-score, $M\bar{D}P_d$ é a média do MDP do grupo com dor, $M\bar{D}P_a$ é a média do MDP do grupo assintomático e $\sigma_{M\bar{D}P_a}$ é o desvio padrão da média do MDP do grupo assintomático.

De acordo com a distribuição da normalidade dos dados, as variáveis clínicas de cinemática e EMG foram testadas pela análise de variância (MANOVA), com post - hoc de Bonferroni para identificação das diferenças entre os grupos.

O software estatístico SPSS (Statistical Package for Social Science) versão 20 para Windows realizou todas as análises e o nível de significância foi definido como 5% ($p<0,05$).

5 RESULTADOS

Os resultados da presente dissertação, intitulada “Explorando o potencial do MDP para otimizar a diferenciação da cinemática e EMG de indivíduos com dor subacromial no ombro” serão apresentados no formato de artigo.

5.1 ARTIGO: “Exploring the potential of combining kinematics and emg to enhance identification of individuals with subacromial shoulder pain”

5.1.1 Abstract

Around 16% of the population is affected by musculoskeletal diseases involving the cingulum of the upper limb; Approximately about 44% to 65% of affected individuals experience subacromial shoulder pain syndrome (SAPS). Kinematic changes and electromyographic (EMG) activity in the shoulder joint complex have been described, however, there is no consensus in the literature regarding the changes in individuals with SAPS. Therefore, the purpose of this study was to compare the angular kinematics (CIN) and electromyographic activity (EMG) of the scapula, trunk and arm during shoulder flexion-extension and abduction-adduction movements of individuals with SAPS and a control group, using the Movement Deviation Profile (MDP) a self-organizing neural network, comparing isolated and unified CIN and EMG variables. One hundred and sixteen participants (41 men and 75 women) were recruited for this study. Fifty-six had SAPS (age: 26.9 ± 7.02 years, height: 166.8 ± 7.96 m and BMI: 24.4 ± 3.53 kg/m²) and 60 had no pain (age: 22.3 ± 3.03 years, height: 166.5 ± 837 m and BMI: 23.6 ± 2.96 kg/m²). The three-dimensional kinematics of the angles in the frontal, sagittal and transverse planes of the scapula, trunk and arm were analyzed. As well as the analysis of surface electromyography of the acromial, clavicular and spinal deltoid muscles, ascending, transverse and descending trapezius, serratus anterior and biceps brachii, where the signals were filtered, rectified and smoothed. The task involved shoulder flexion/extension and abduction/adduction movements starting from the anatomical position until reaching the maximum range of motion, in each plane and returning to the initial position at a self-selected speed. MDP was used to analyze kinematics and EMG separately and then combined. The mean MDP Z-score was calculated to compare normalized results between individuals with and without SAPS. A multivariate analysis with Bonferroni post-hoc test compared the groups considering $p < 0.05$. There was an interaction between the two groups during flexion/extension ($\lambda = 0.844$, $F = 6.885$, $P < 0.0001$) and abduction/adduction ($\lambda = 0.917$, $F = 3.396$, $P < 0.02$). There

was a difference in kinematics and kinematics with EMG in flexion/extension and only in kinematics in abduction/adduction. The MDP was able to differentiate individuals with SAPS and those without pain, with the variable that most differentiated the groups being the kinematics during the arm flexion/extension movement.

Keywords: Shoulder, Scapula, Kinematics, Electromyography, Movement Deviation Profile.

5.1.2 Introduction

Musculoskeletal disorders significantly impact public health, with approximately 16% of the population affected by conditions involving the upper limb girdle¹. Subacromial shoulder pain syndrome (SAPS) is particularly prevalent, representing 44% to 46% of shoulder joint complex diseases². Despite its high incidence and the considerable healthcare costs it incurs³, the pathophysiology of SAPS still needs to be fully understood^{4,5}. It is recognized as a multifactorial condition, with biological and psychosocial factors contributing to its development⁶. Biomechanical research has been pivotal in identifying dynamic alterations in patients with SAPS, revealing variations in shoulder kinematics and muscular electrical activity^{7,8}.

Three-dimensional instrumented movement analysis (3D-MA) has become an indispensable tool in movement analysis, providing detailed data on typical and pathological motion. It offers objective measurements of joint motions, joint moments, powers, and muscle activities, which are crucial for assessing functional limitations, tracking progress over time, and evaluating the effectiveness of rehabilitative interventions. However, the complexity of data from 3D-MA requires meticulous interpretation, particularly when comparing different conditions^{9,10}.

While gait analysis has advanced significantly¹¹, analytical tools for upper limb function development, have lagged, particularly in adults. This gap in research and literature highlights the need for innovative approaches to quantify upper limb function in musculoskeletal disorders¹² beyond the scope of studies on cerebral palsy in children¹³.

The Movement Deviation Profile (MDP) offers a power approach to processing complex biomechanical data, supporting clinical interpretations that traditional methods do not. The MDP performs unsupervised learning to calculate multidimensional movement deviations by utilizing a self-organizing map (SOM) within an artificial neural network. It provides a unique curve for each variable, representing the deviation from normal movement throughout the movement cycle¹³. This method integrates multiple biological signals, such as electromyography (EMG) from various muscles and kinematic data. The MDP has proven

effective in differentiating between individuals with conditions like patellofemoral pain¹⁴ and healthy controls and distinguishing fallers from non-fallers among older adults¹⁵.

Ongoing research is poised to elucidate further the MDP's capabilities in detecting kinematic and EMG differences, thereby improving our understanding of movement and muscle activity in SAPS. This study specifically aims to evaluate the MDP's ability to differentiate between the kinematics and EMG of individuals with SAPS and pain-free controls during arm movements. It also seeks to determine whether a combined analysis of kinematics and EMG can enhance the differentiation between these groups. The hypothesis posits that the MDP will effectively distinguish between the two conditions and that a combined analysis will provide a more pronounced contrast.

5.1.3 Method

This study, a cross-sectional study conducted at the human movement analysis laboratory of the Nove de Julho University, was approved by the local Ethics Committee, ensuring the highest standards of integrity and respect for participants' rights.

Participants, students, and staff were recruited from a waiting list at the institution's physiotherapy clinic. The sample was collected for convenience. The invitation to participate in the research was made by verbal invitation, phone contact, and social networks. The sample consisted of 116 participants, 41 men and 75 women. Of these, 56 had shoulder pain (SAPSG), and 60 were without pain (CG). Participants without shoulder pain were evaluated on the dominant side, while the others had the painful side evaluated.

Included in the group with pain were participants who presented 3 out of 5 positive clinical tests (Neer, Jobe, Hawkins-Kennedy, Painful Arc, Resisted Lateral Rotation)¹⁶ and performed at least 130° of range of motion in flexion and abduction. Excluded were participants who presented shoulder joint pain or instability, symptoms related to cervical or thoracic spine conditions, psychiatric disorders, psychological disorders and neurological disorders, evident reduction of range of motion (< 120°), were under the effect of psychotherapeutic medications, presented one or more positive results in the clinical tests, and had undergone any physiotherapy treatment in the last six months¹².

5.1.3.1 Data Collection Procedures

Each volunteer participated in one test session at alternating times. Initially, the Shoulder Pain Disability Index (SPADI-Br)¹⁷, Quick Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand (QuickDASH)¹⁸, Tampa Scale for Kinesiophobia (TAMPA)¹⁹, and Pain Catastrophizing

Scale (B-PCS)²⁰ questionnaires were administered. Subsequently, the participant was directed to the second part of the evaluation, which consisted of capturing movements of the scapula, humerus, and trunk using three-dimensional kinematics and electromyography by an independent examiner.

For kinematic data collection, a 10-camera infrared Vicon® system was used, configured at a frequency of 120Hz. A set of 12 reflective spherical markers of 14mm and four rigid clusters composed of 3 markers were affixed to the volunteers and positioned follows (Figure 1): on the seventh cervical vertebra, the eighth thoracic vertebra, the body of the sternum's manubrium, just below the jugular notch, 6cm below the manubrium on the body of the sternum, on the superior and inferior angles of the scapulae, on the lateral and medial epicondyles of the humerus. Two clusters are in the flat region of the acromions, and two other clusters are in the middle third of the humerus. Only the trunk markers and clusters remained in the volunteers during the dynamic trials, as the others were intended to serve as anatomical references to the clusters²¹.

An 8-channel wireless system (EMG System do Brasil Ltda®) was used for muscle activity acquisition. Active bipolar electrodes with an amplification gain of 1,000 times, an analogue band-pass filter of 20 to 500 Hz, and a common mode rejection of 120 dB were used, with signal transmission via wireless.

The EMG signals were captured at a sampling frequency of 2400 Hz, digitized by an A/D (analogue-digital) conversion board with 16 bits of resolution, and synchronized with the 3D image capture system by the Vicon Lock+ synchronizer (Vicon®). Surface electrodes, disposable self-adhesive Ag/AgCl (Miotec®), were positioned on the skin of the muscle bellies at a distance of 20mm (centre-to-centre) parallel to the muscle fibres of the muscles biceps brachii (BB), clavicular deltoid (DC), acromial deltoid (DA), spinal deltoid (DE), anterior serratus (SA), descending trapezius (TD), transverse trapezius (TT), ascending trapezius (TA) following the recommendations of SENIAM²² (Figura 2).

5.1.3.2 Task Description – Data Acquisition

After the placement of the markers and surface electrodes, each individual underwent one session of movement analysis and electromyography: 6 repetitions of each movement, bilateral flexion-extension and bilateral abduction-adduction, were performed, with intervals of 15 seconds between each repetition and 30 seconds between each movement.

Initially, the subjects were positioned in the centre of the capture area, standing with their arms adducted along the body, forearms supinated, and elbows flexed at 90°, where the

static trials were collected for the reconstruction of the virtual markers, as per Gonçalves et al. 2019²¹.

The volunteers started and ended the flexion-extension movements with the shoulders in a neutral position, arms adducted along the body, elbows extended, hands in a neutral position, the first four fingers flexed, and thumbs extended (Figure 3). Finally, during the abduction-adduction collection, the volunteers started and ended the movements with the shoulders in external rotation, arms adducted along the body, elbows extended, hands in a neutral position, the first four fingers flexed, and thumbs extended (Figure 4).

5.1.3.3 Data Processing

After capturing the coordinates of the markers, they were named and saved in C3D format. For the three-dimensional reconstruction of the biomechanical model, the data from the coordinates of the markers affixed to the body segments were imported and processed through the Vicon Nexus® 2.12 software. A custom model created in the Vicon Body Builder® software to calculate the angles between the segments formed by the markers was used for data processing²¹. Subsequently, a Woltring filter, with two mean square errors (2 MSE), was applied to the marker trajectories to reduce noise due to movement during the movement cycle.

From this, the cycles of movement of the task were marked. Regardless of the movement, the cycles had two phases: flexion and extension and abduction and adduction. The cycles began at the moment when the speed of the arm cluster marker increased more than 50mm/s and ended when the speed of this same marker was less than 50 mm/s. Subsequently²³, the segments were defined, and the sequences of the movement segments were calculated following the recommendations of the International Society of Biomechanics²⁴. The movement of the thorax in relation to the laboratory reference was used for the trunk movement, while the movements of the scapula and arm were relative to the thorax.

Each participant's raw concatenated electromyographic signals were filtered with a high-pass filter at 20 Hz and rectified and filtered with a low-pass filter at 5 Hz to obtain the EMG envelopes²⁵. For each muscle and participant, the EMG envelopes were normalized in amplitude by the average of the peaks of each movement cycle and normalized in time by resampling EMG envelopes at every 1% of the cycle²⁶.

The data collected in the electromyography were analyzed and processed using MATLAB® 2016 software (The MathWorks Inc., Natick, Massachusetts, USA). The root mean square (RMS) of the EMG amplitude was calculated to assess the activity of the muscle after

the collections. The kinematic and EMG data were normalized as a percentage of the movement cycle, and each variable was exported in a time series composed of 102 points.

The MDP use a machine learning approach through a self-organizing neural network called SOM, a self-organizing map to differentiate group of individuals with SAPS and control group without pain. SOM is an unsupervised machine learning technique used to produce a low-dimensional representation of a higher-dimensional data set while preserving the structure of the data. It is also used to discriminate data¹³.

A combined set of variables, 9 kinematic joint curves, 8 EMG curves and 17 curves (9 kinematic + 8 EMG) taken from the control group were used to train the network iteratively (SOM), resulting in an operational definition of "normality" in this control group. The neural network's performance metric was then used to quantify how far the SAPS group was from the control group. The SOM calculates the multidimensional Euclidean distance between each SAPS and the reference emerging from the kinematics, EMG and kinematic + EMG. It provides a single curve for each person, reflecting their distance from the reference during the movement.

One MDP curve was calculated for each SAPS individual and movement. Compared with the control group, resulting in a single time series of 51 data points derived from 9 kinematics curves, 8 EMG curves and 9 kinematics curves + 8 EMG curves (in six attempts), according to Barton et al¹³. The 9 kinematics curves were the joint angles: trunk (frontal, sagittal, and transverse planes) in relation to the laboratory, scapula and arm in relation to the trunk. The 8 EMG curves were the RMS of the EMG amplitude of TpzD, TpzT, TpzA, DtdC, DtdA, DtdE, AS, and BB muscles.

Therefore, to assess the MDP, we observed that the greater the MDP of the SAPS group and the greater the distance between the curves compared to the control group, the more significant the difference.

5.1.3.4 Statistical Analysis

In order to determine whether the data followed a normal distribution, the Shapiro-Wilk test was employed. The resulting data was presented as the mean and confidence intervals (with a 95% CI). The Z-score was calculated to compare the results between the asymptomatic and pain groups. This was done by subtracting the mean MDP of the asymptomatic group from the mean MDP of the pain group and dividing it by the standard deviation of the mean MDP of the asymptomatic group in each movement. The following algorithm can be used to express this calculation:

$$Z = \frac{M\bar{D}P_d - M\bar{D}P_a}{\sigma_{M\bar{D}P_a}}$$

Where Z is the Z-score $M\bar{D}P_d$ is the mean MDP of the group with pain, $M\bar{D}P_a$ is the mean MDP of the asymptomatic group, and $\sigma_{M\bar{D}P_a}$ is the standard deviation of the mean MDP of the asymptomatic group. According to the normality distribution of the data, the clinical variables of kinematics and EMG were tested by analysis of variance (MANOVA), with Bonferroni post hoc to identify differences between groups. The statistical software SAPSS (Statistical Package for Social Science) version 20 for Windows performed all analyzes and the significance level was set at 5% ($p<0.05$).

5.1.4 Results

The data in Table 1 provides a detailed overview of the research samples, including their height, body mass index (BMI), and various other measures such as the Brazilian version of the Shoulder Pain and Disability Index (SPADI-Br), Quick Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand (QuickDASH), Tampa Scale of Kinesiophobia (TSK), and Pain Catastrophizing Scale (B-PCS).

The study observed an interaction between the SAPS and control groups during arm flexion and extension movements. The results showed a significant difference in kinematics ($p=0.001$) and kinematics with EMG ($p=0.016$) between the groups. However, there was no significant difference in EMG between these patients during this movement ($p=0.057$). Similarly, during abduction and adduction movements, there was an interaction observed between the SAPS group and the control group, but only a difference in kinematics ($p=0.008$) was identified between the groups. No significant differences were found in EMG ($p=0.269$) or kinematics with EMG ($p=0.210$) between the two groups during this movement. You can find more details in Table 2.

Table 1. Participants demographic characteristics and questionnaire scores by group. Values are presented as mean and standard deviation.

	Control (N = 60)	SAPS (N=56)
Man	20	21
Woman	40	35
Age (years) *	22.3 (3.03)	26.9 (7.02)
Height (cm)*	166.5 (8.37)	166.8 (7.96)
BMI (Kg/m ²)*	23.6 (2.96)	24.4 (3.53)
SPADI-Br (0 – 100)		
Function*	0.2 (1.16)	41.8 (16.77)
Pain	-	5.6 (1.81)
QuickDASH (0 – 100)*	13.5 (3.35)	25.9 (7.04)
TSK*	32.0 (8.49)	41.3 (6.54)
B-PCS*	18.7 (9.14)	33.2 (9.25)

Abbreviations: SAPS – Subacromial Pain Syndrome; cm – centimetres; Kg/m² - kilograms per square meter; SPADI – Shoulder Pain Disability Index; QuickDASH – Quick Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand; TSK - Tampa Scale of Kinesiophobia; B-PCS – Pain Catastrophizing Scale. * Significant difference between groups (p<0.05).

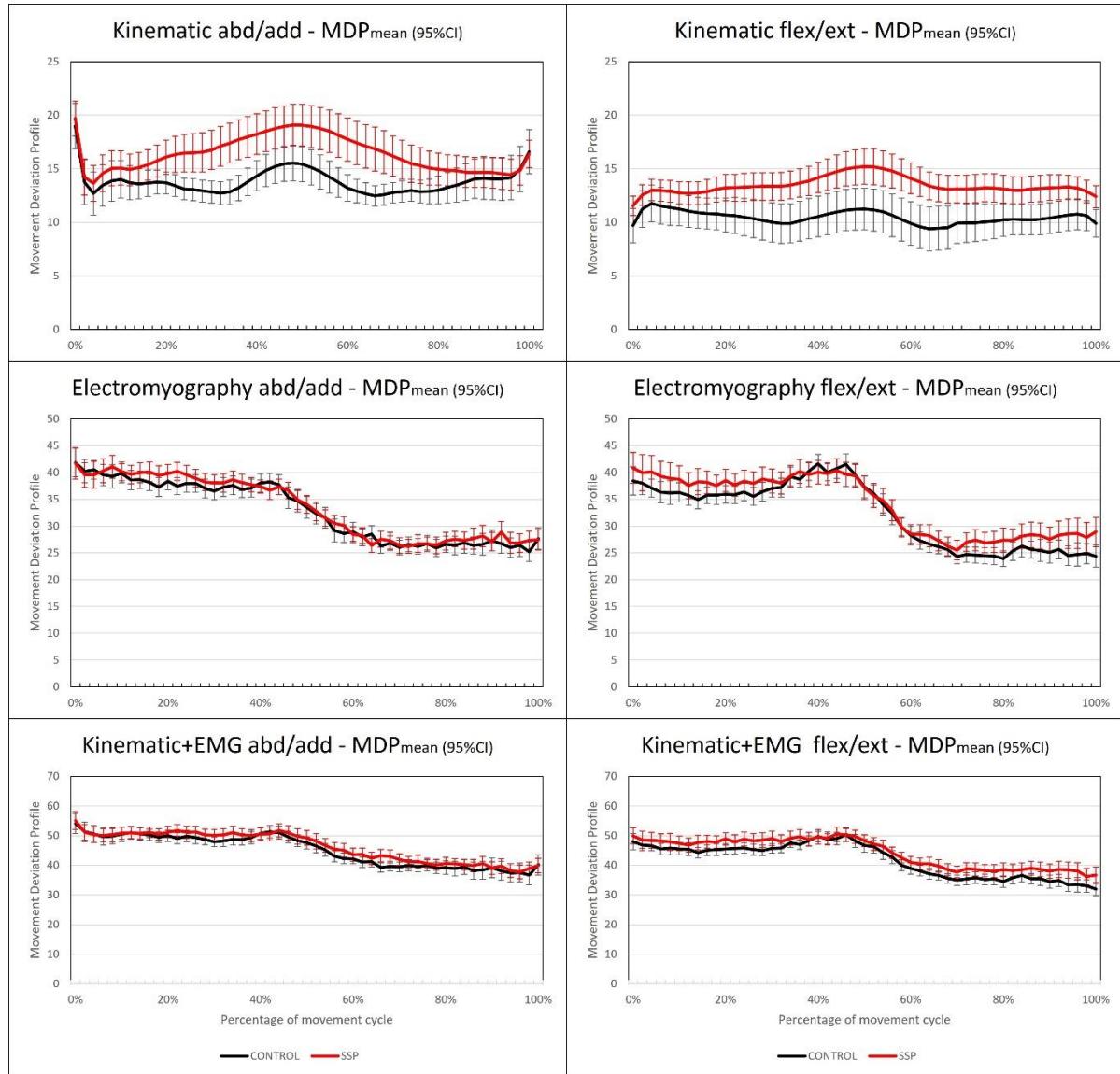
Table 2. Mean and 95% confidence intervals of mean MDP Z-scores of volunteers with Subacromial Pain Syndrome (SAPS) and controls during arm flexion/extension and abduction/adduction.

Arm movement	Variable	SAPS (N=56)	Control (N=60)
Flexion/Extension	Kinematics*	0.78 (0.52 – 1.04)	0.02 (-0.24 - 0.25)
	EMG	0.24 (0.06 - 0.42)	0.01 (-0.17 - 0.18)
	Kinematics + EMG*	0.33 (0.13 - 0.52)	0.01 (-0.19 - 0.18)
Abdução/Adução	Kinematics *	0.46 (0.21 - 0.69)	0.02 (-0.23 - 0.21)
	EMG	0.25 (-0.57 - 0.70)	0.01 (-0.29 - 0.31)
	Kinematics + EMG	0.16 (-0.34 - 0.21)	0.01 (-0.18 - 0.19)

* Significant difference between groups (p<0.05)

According to Table 3, where the red line and its confidence interval corresponding to the SDS group with pain and the black line and its confidence interval corresponding to the control group without pain.

Table 3. Movement Deviation Profile (mean and 95% confidence interval) of kinematics, EMG and Kinematics and EMG during flexion/extension and abduction/adduction of the arm for the subacromial shoulder pain (SDS) group (red) and controls no pain (black).



5.1.5 Discussion

A characterization of the individuals' profile was carried out through questionnaires, where the results showed significant differences, with the SAPS group having scores above the pain-free control group. In this way, we can say that individuals present a homogeneous characterization.

Our study comparing movement and muscle activity between individuals with and without shoulder pain by MDP showed significant differences in movement patterns. Notably, the group with shoulder pain exhibited altered kinematics during flexion/extension and abduction/adduction. A pivotal finding was the significant difference observed during arm flexion/extension when kinematics were analyzed with EMG. However, it is important to highlight that the Z-score differences were more pronounced when analyzing kinematics alone, suggesting that kinematic changes are more critical to understanding SAPS than previously thought.

A recent systematic review has elucidated that Subacromial Pain Syndrome (SAPS) significantly impacts posterior scapular tilt, upper trapezius activation timing, and the maximum torque of shoulder internal rotators²⁷. These variables are consistently modified across various studies, suggesting a robust consensus supported by quantitative and narrative syntheses (Kim et al., 2021; Turgut et al., 2016)^{28,29}. Our study's results align with these findings, as the MDP captured significant kinematic deviations in the SAPS group, reinforcing the importance of scapular motor control in SAPS.

Scapulothoracic movements are critical for understanding SAPS (Kibler et al., 2013; Lefèvre-Colau et al., 2018)^{30,31}, and the MDP's ability to capture these deviations offers valuable insights into the kinematic aspects of SAPS. The absence of significant EMG differences in our study suggests that muscle activation timing, rather than intensity, is more involved in SAPS pathomechanics. Moreover, the kinematic differences were more substantial during flexion/extension than abduction/adduction, indicating that the range of motion in flexion/extension may be more affected in individuals with SAPS.

Compensation mechanisms may explain the discrepancy observed in muscle activity^{32,33}. Pain can lead to adaptive changes in motor control, where the central nervous system adjusts muscle activation patterns to protect the affected area^{34,35}. These adaptations may not manifest as increased muscle activity on surface electromyography (EMG) but can significantly affect movement quality. The group with shoulder pain may have adopted more efficient movement strategies, optimizing muscle recruitment patterns to minimize unnecessary

activation. These subtle adjustments, potentially occurring in deeper muscles, might elude detection by surface EMG.

Furthermore, psychological factors such as fear, anxiety, and pain catastrophizing can influence pain perception and movement behaviour, leading to anticipatory changes in kinematics. Our study includes assessing psychological factors, but future research should delve deeper into their impact on movement and muscle activity³³.

MDP has emerged as an innovative approach, allowing for richer clinical interpretation that traditional methods do not provide. By integrating multiple biological signals, MDP provides an intuitive visual representation of differences in the movement cycle, facilitating the identification of abnormal patterns of movement and muscle activity. This study reinforces the value of MDP as a diagnostic and functional assessment tool, especially useful in complex conditions such as SAPS. The findings of this study have direct implications for clinical practice. Interventions targeting scapular motor control may be crucial for treating SAPS. Additionally, using the MDP can help healthcare professionals monitor the effectiveness of interventions over time, adjusting treatment strategies as needed to optimize patient outcomes.

Using MDP's innovative approach to accessing upper limbs, our findings underscore the complex interplay between pain, movement, and muscle activity. By integrating compensation mechanisms, motor control adaptations, muscle efficiency, and psychological factors, we gain a more comprehensive understanding of the changes in movement that occur without corresponding alterations in muscle activity. This multifaceted perspective is crucial for advancing our knowledge and informing clinical interventions for individuals with SAPS. Further investigation into these mechanisms is necessary to enhance our understanding and treatment approaches, particularly in light of the MDP's potential to improve biomechanical analysis.

5.1.6 Conclusion

Given the results found, the present study managed to establish new information about the characteristics of patients with subacromial shoulder pain and individuals without pain, in addition to testing a new tool that brings this information in a unified and summarized form.

Therefore, the MDP is a promising tool for differentiating sets of variables and was able to unify data from joint segments of angular kinematics, electromyographic data from muscles, as well as unify both data in just one curve on the graph, comparing individuals with subacromial shoulder pain syndrome (SAPS) and pain-free control subjects.

5.1.7 Figures

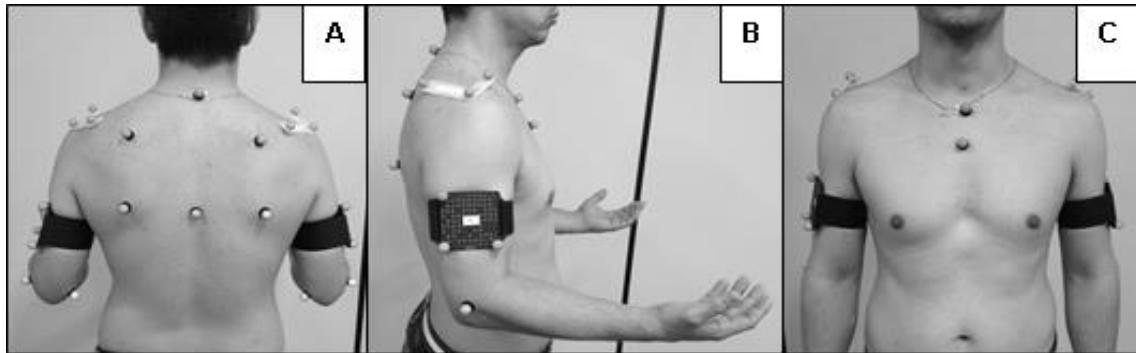


Figure 1. Set of markers for carrying out static collections.

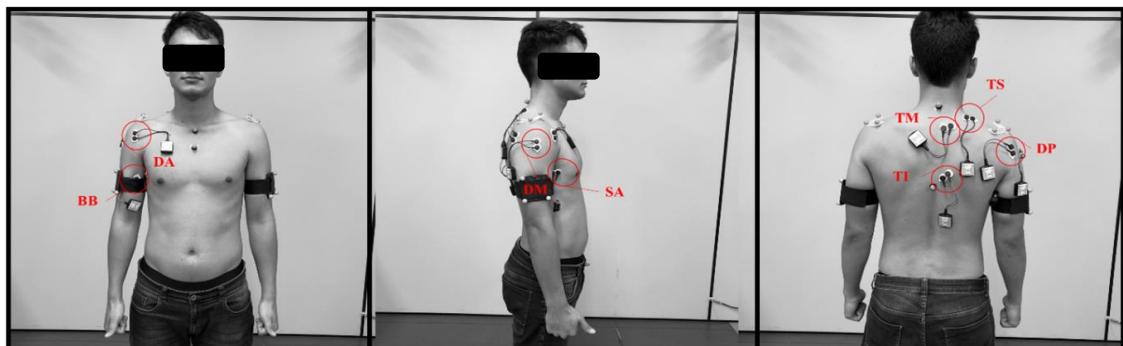


Figure 2. Surface electrodes, used to acquire muscle activity.

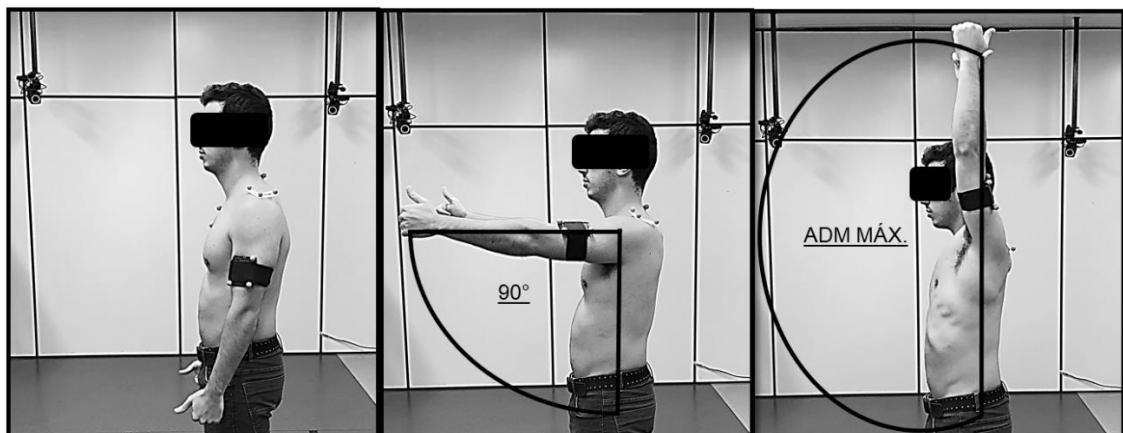


Figure 4. Dynamic collection of shoulder abduction/adduction movement.

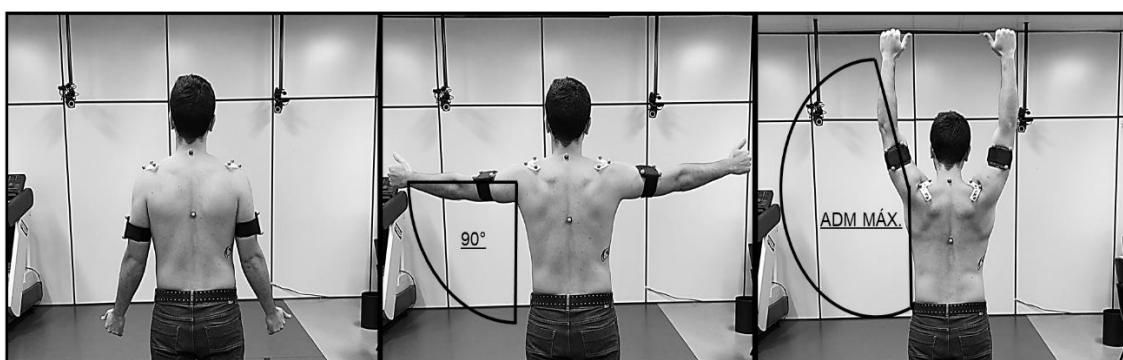


Figura 4. Coleta dinâmica do movimento de abdução/adução do ombro.

5.1.8 References

1. Lucas J, van Doorn P, Hegedus E, Lewis J, van der Windt D. A systematic review of the global prevalence and incidence of shoulder pain. *BMC Musculoskelet Disord.* 2022 Dec 8;23(1):1073. doi: 10.1186/s12891-022-05973-8. PMID: 36476476; PMCID: PMC9730650.
2. Singh H, Thind A, Mohamed NS. Subacromial Impingement Syndrome: A Systematic Review of Existing Treatment Modalities to Newer Proprioceptive-Based Strategies. *Cureus.* 2022 Aug 25;14(8):e28405. doi: 10.7759/cureus.28405. PMID: 36171841; PMCID: PMC9509002.
3. Virta L, Joranger P, Brox JI, Eriksson R. Costs of shoulder pain and resource use in primary health care: a cost-of-illness study in Sweden. *BMC Musculoskelet Disord.* 2012 Feb 10;13:17. doi: 10.1186/1471-2474-13-17. PMID: 22325050; PMCID: PMC3299609.
4. Horowitz EH, Aibinder WR. Shoulder Impingement Syndrome. *Phys Med Rehabil Clin N Am.* 2023 May;34(2):311-334. doi: 10.1016/j.pmr.2022.12.001. Epub 2023 Feb 26. PMID: 37003655.
5. de Witte PB, de Groot JH, van Zwet EW, Ludewig PM, Nagels J, Nelissen RG, Braman JP. Communication breakdown: clinicians disagree on subacromial impingement. *Med Biol Eng Comput.* 2014 Mar;52(3):221-31. doi: 10.1007/s11517-013-1075-0. Epub 2013 Apr 25. PMID: 23615729.
6. Park SW, Chen YT, Thompson L, Kjoenoe A, Juul-Kristensen B, Cavalheri McKenna L. No relationship between the acromiohumeral distance and pain in adults with subacromial pain syndrome: a systematic review and meta-analysis. *Sci Rep.* 2020 Nov 26;10(1):20611. doi: 10.1038/s41598-020-76704-z. PMID: 33244115; PMCID: PMC7693267.
7. Nodehi Moghadam A, Rahnama L, Noorizadeh Dehkordi S, Abdollahi S. Exercise therapy may affect scapular position and motion in individuals with scapular dyskinesis: a systematic review of clinical trials. *J Shoulder Elbow Surg.* 2020 Jan;29(1):e29-e36. doi: 10.1016/j.jse.2019.05.037. Epub 2019 Aug 13. PMID: 31420226.
8. Diederichsen LP, Nørregaard J, Dyhre-Poulsen P, Winther A, Tufekovic G, Bandholm T, Rasmussen LR, Krogsbaard M. The activity pattern of shoulder muscles in subjects with and without subacromial impingement. *J Electromyogr Kinesiol.* 2009 Oct;19(5):789-99. doi: 10.1016/j.jelekin.2008.08.006. Epub 2008 Dec 4. PMID: 19062307.

9. Gonçalves DHM, de Oliveira AS, Freire LC, Silva ABM, Garbelotti SA Jr, Lucareli PRG. Three-dimensional kinematic analysis of upper limb movements between individuals with and without subacromial shoulder pain exploring the statistical parametric mapping. *J Biomech.* 2021 Dec 2;129:110806. doi: 10.1016/j.jbiomech.2021.110806. Epub 2021 Oct 11. PMID: 34666249.
10. Lin JJ, Hsieh SC, Cheng WC, Chen WC, Lai Y. Adaptive patterns of movement during arm elevation test in patients with shoulder impingement syndrome. *J Orthop Res.* 2011 May;29(5):653-7. doi: 10.1002/jor.21300. Epub 2010 Dec 23. PMID: 21437944.
11. Gonçalves SB, Lama SBC, Silva MTD. Three decades of gait index development: A comparative review of clinical and research gait indices. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2022 Jun;96:105682. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2022.105682. Epub 2022 May 21. PMID: 35640522.
12. Gabor J, Barton D, Hawkes O, Alizadehkhayat A, Howard M, Roebuck M, Fisher A, Frostick S, Robinson M, Hawken M. Correlation of the movement deviation profile of shoulder muscle EMG with measures of shoulder function. *Gait & Posture.* Volume 38, Supplement 1, 2013, Page S28, ISSN 0966-6362, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.07.059>.
13. Barton GJ, Hawken MB, Scott MA, Schwartz MH. Movement deviation profile: a measure of distance from normality using a self-organizing neural network. *Hum Mov Sci.* 2012 Apr;31(2):284-94. doi: 10.1016/j.humov.2010.06.003. Epub 2010 Aug 21. PMID: 20728953.
14. Lopes Ferreira C, Barton G, Delgado Borges L, Dos Anjos Rabelo ND, Politti F, Garcia Lucareli PR. Step down tests are the tasks that most differentiate the kinematics of women with patellofemoral pain compared to asymptomatic controls. *Gait Posture.* 2019 Jul;72:129-134. doi: 10.1016/j.gaitpost.2019.05.023. Epub 2019 May 26. PMID: 31200291.
15. Júlio CE, Antonioli FC, Nascimento TMD, Sá KA, Barton GJ, Lucareli PRG. The Movement Deviation Profile Can Differentiate Fallers And Non-Fallers Older Adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2023 Jun 3:glad141. doi: 10.1093/gerona/glad141. Epub ahead of print. PMID: 37279546.
16. Michener LA, Walsworth MK, Doukas WC, Murphy KP. Reliability and Diagnostic Accuracy of 5 Physical Examination Tests and Combination of Tests for Subacromial Impingement. *Arch Phys Med Rehabil.* 2009;90(11):1898–903. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr.2009.05.015>.

17. Breckenridge JD, McAuley JH. Shoulder Pain and Disability Index (SPADI). *J Physiother.* 2011;57(3):197. Available from: [http://dx.doi.org/10.1016/S1836-9553\(11\)70045-5](http://dx.doi.org/10.1016/S1836-9553(11)70045-5).
18. Mintken PE, Glynn P, Cleland JA. Psychometric properties of the shortened disabilities of the Arm, Shoulder, and Hand Questionnaire (QuickDASH) and Numeric Pain Rating Scale in patients with shoulder pain. *J Shoulder Elb Surg.* 2009;18(6):920–6. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jse.2008.12.015>.
19. De Souza FS, Da Silva Marinho C, Siqueira FB, Maher CG, Costa LOP. Psychometric testing confirms that the Brazilian-Portuguese adaptations, the original versions of the fear-avoidance beliefs questionnaire, and the Tampa Scale of Kinesiophobia have similar measurement properties. *Spine (Phila Pa 1976).* 2008;33(9):1028–33.
20. Sehn F, Chachamovich E, Vidor LP, Dall-Agnol L, de Souza IC, Torres IL, et al. Cross-Cultural Adaptation and Validation of the Brazilian Portuguese Version of the Pain Catastrophizing Scale. *Pain Med.* 2012;13(11):1425–35.
21. Gonçalves DHM, Politti F, Bley AS, Garbelotti SA Jr, Godoy W, Lucareli PRG. Does the examiner's experience matter in evaluation of the kinematics of the upper limb? *J Biomech.* 2019 Feb 14;84:257-262. doi: 10.1016/j.jbiomech.2018.12.035. Epub 2019 Jan 2. PMID: 30630625.
22. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000;10: 361–374.
23. Weir JP. Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *J Strength Cond Res.* 2005;19(1):231–40.
24. Wu, G., Van der Helm, F.C., Veeger, H.E., Makhous, M., Van Roy, P., Anglin, C., Nagels, J., Karduna, A.R., McQuade, K., Wang, X., Werner, F.W., Buchholz, B., 2005. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *J. Biomech.* 38 (5), 981–999.
25. Clark DJ, Ting LH, Zajac FE, Neptune RR, Kautz SA. Merging of healthy motor modules predicts reduced locomotor performance and muscle coordination complexity post-stroke. *J Neurophysiol.* 2010;103: 844–857.
26. Barroso FO, Torricelli D, Moreno JC, Taylor J, Gomez-Soriano J, Bravo-Esteban E, et al. Shared muscle synergies in human walking and cycling. *J Neurophysiol.* 2014;112: 1984–98.

27. Houry M, Bonnard M, Tourny C, Gilliaux M. Medidas cinemáticas, eletromiográficas e isocinéticas para o tratamento da síndrome da dor subacromial do ombro: uma revisão sistemática. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2023 julho;107:106029. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2023.106029. Epub 2023, 15 de junho. PMID: 37348207.
28. Kim WM, Seo YG, Park YJ, Cho HS, Lee SA, Jeon SJ, Ji SM. Effects of Different Types of Contraction Exercises on Shoulder Function and Muscle Strength in Patients with Adhesive Capsulitis. *Int J Environ Res Public Health*. 2021 Dec 11;18(24):13078. doi: 10.3390/ijerph182413078. PMID: 34948688; PMCID: PMC8701388.
29. Turgut E, Duzgun I, Baltaci G. Effect of trapezius muscle strength on three-dimensional scapular kinematics. *J Phys Ther Sci*. 2016 Jun;28(6):1864-7. doi: 10.1589/jpts.28.1864. Epub 2016 Jun 28. PMID: 27390435; PMCID: PMC4932076.
30. Kibler WB, McMullen J. Scapular dyskinesis and its relation to shoulder pain. *J Am Acad Orthop Surg*. 2003 Mar-Apr;11(2):142-51. doi: 10.5435/00124635-200303000-00008. PMID: 12670140.
31. Lefèvre-Colau MM, Nguyen C, Palazzo C, Srour F, Paris G, Vuillemin V, Poiradeau S, Roby-Brami A, Roren A. Kinematic patterns in normal and degenerative shoulders. Part II: Review of 3-D scapular kinematic patterns in patients with shoulder pain, and clinical implications. *Ann Phys Rehabil Med*. 2018 Jan;61(1):46-53. doi: 10.1016/j.rehab.2017.09.002. Epub 2017 Oct 5. PMID: 28987866.
32. Touillet A, Billon-Grumillier C, Pierret J, et al. (2023) Comparison of compensatory shoulder movements, functionality, and satisfaction in transradial amputees fitted with two prosthetic myoelectric hooks. *PLoS ONE*, 18(2), e0272855.
33. Leemans L, Nijs J, Antonis L, Wideman TH, Bandt HD, Franklin Z, Mullie P, Moens M, Joos E, Beckwée D. Do psychological factors relate to movement-evoked pain in people with musculoskeletal pain? A systematic review and meta-analysis. *Braz J Phys Ther*. 2022 Nov-Dec;26(6):100453. doi: 10.1016/j.bjpt.2022.100453. Epub 2022 Oct 17. PMID: 36279767; PMCID: PMC9597124.
34. Kantak SS, Johnson T, Zarzycki R (2022) Linking Pain and Motor Control: Conceptualization of Movement Deficits in Patients With Painful Conditions. *Physical Therapy*, 102(4), pzab289.
35. Linton SJ, Shaw WS (2011) Impact of Psychological Factors in the Experience of Pain. *Physical Therapy*, 91(5), 700-711.

6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

A Síndrome da Dor Subacromial do Ombro (SDS) é uma ocorrência frequentemente vista em problemas musculoesqueléticos do ombro, levando a um grande número de pacientes em busca de tratamento. Por essa razão, é uma das condições do ombro mais estudadas, com o intuito de elucidar suas características e tornar mais fácil sua abordagem clínico-funcional.

No entanto, não existe um consenso na literatura quanto as características biomecânicas dessa patologia, assim quanto ao seu tratamento, havendo divergências entre as mais diversas revisões existentes sobre o tema. A análise biomecânica dessa situação agora é considerada um foco de estudo, com o intuito de aprofundar o entendimento do funcionamento de toda a estrutura articular do ombro.

O MDP que processa dados biomecânicos complexos através de uma inteligência artificial, embora já consolidado como o melhor índice de análise de marcha, não existe estudo aplicando o mesmo na dor subacromial do ombro.

Dessa forma pesquisas que visem investigar as alterações do ombro, como cinemática tridimensional e eletromiografia, bem como métodos diferentes de análises mais objetivas e claras sobre o complexo mecânico do ombro, sem faz importante.

Diante dos resultados encontrados, o presente estudo conseguiu estabelecer novas informações sobre as características dos pacientes com dor subacromial do ombro e indivíduos sem dor, além de testar uma nova ferramenta da qual traz essas informações de forma unificada e resumida.

Sendo assim, o MDP é uma promissora ferramenta para diferenciar conjuntos de variáveis e foi capaz de unificar os dados dos segmentos articulares da cinemática angular, capaz de unificar os dados dos músculos analisados pela eletromiografia, bem como unificar todos os dados tanto da cinemática e EMG em apenas uma curva no gráfico, comparando os indivíduos SDS com dor e indivíduos controle sem dor. Podendo ser um promissor método de análise quando nos referimos a realidade clínica, devido ao fato de poder trazer para o clínicos resultados mais simples e objetivos.

Este estudo foi o primeiro a utilizar esse método na síndrome da dor subacromial do ombro, pelo fato de se mostrar eficaz em sua proposta, a descoberta da aplicabilidade dessa ferramenta no membro superior pode ser uma descoberta que facilitará a interpretação dos dados de futuras pesquisas ou análises clínicas. Portanto, estudos futuros são necessários para as alterações biomecânicas nos indivíduos com a síndrome da dor subacromial, como também para consolidar a aplicabilidade do novo método MDP de análise dos dados.

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Lucas J, van Doorn P, Hegedus E, Lewis J, van der Windt D. A systematic review of the global prevalence and incidence of shoulder pain. *BMC Musculoskelet Disord.* 2022 Dec 8;23(1):1073. doi: 10.1186/s12891-022-05973-8. PMID: 36476476; PMCID: PMC9730650.
2. Singh H, Thind A, Mohamed NS. Subacromial Impingement Syndrome: A Systematic Review of Existing Treatment Modalities to Newer Proprioceptive-Based Strategies. *Cureus.* 2022 Aug 25;14(8):e28405. doi: 10.7759/cureus.28405. PMID: 36171841; PMCID: PMC9509002.
3. Virta L, Joranger P, Brox JI, Eriksson R. Costs of shoulder pain and resource use in primary health care: a cost-of-illness study in Sweden. *BMC Musculoskelet Disord.* 2012 Feb 10;13:17. doi: 10.1186/1471-2474-13-17. PMID: 22325050; PMCID: PMC3299609.
4. Horowitz EH, Aibinder WR. Shoulder Impingement Syndrome. *Phys Med Rehabil Clin N Am.* 2023 May;34(2):311-334. doi: 10.1016/j.pmr.2022.12.001. Epub 2023 Feb 26. PMID: 37003655.
5. de Witte PB, de Groot JH, van Zwet EW, Ludewig PM, Nagels J, Nelissen RG, Braman JP. Communication breakdown: clinicians disagree on subacromial impingement. *Med Biol Eng Comput.* 2014 Mar;52(3):221-31. doi: 10.1007/s11517-013-1075-0. Epub 2013 Apr 25. PMID: 23615729.
6. Bigliani LU, Levine WN. Subacromial impingement syndrome. *J Bone Joint Surg Am.* 1997 Dec;79(12):1854-68. PMID: 9409800.
7. Michelsson JE, Bakalim G. Resection of the acromion in the treatment of persistent rotator cuff syndrome of the shoulder. *Acta Orthop Scand.* 1977;48(6):607-11. doi: 10.3109/17453677708994806. PMID: 607748.
8. Park SW, Chen YT, Thompson L, Kjoenoe A, Juul-Kristensen B, Cavalheri McKenna L. No relationship between the acromiohumeral distance and pain in adults with subacromial pain syndrome: a systematic review and meta-analysis. *Sci Rep.* 2020 Nov 26;10(1):20611. doi: 10.1038/s41598-020-76704-z. PMID: 33244115; PMCID: PMC7693267.
9. Umer M, Qadir I, Azam M. Subacromial impingement syndrome. *Orthop Rev (Pavia).* 2012 May 9;4(2):e18. doi: 10.4081/or.2012.e18. Epub 2012 May 31. PMID: 22802986; PMCID: PMC3395987.

10. Lefèvre-Colau MM, Nguyen C, Palazzo C, Srour F, Paris G, Vuillemin V, Poiradeau S, Roby-Brami A, Roren A. Recent advances in kinematics of the shoulder complex in healthy people. *Ann Phys Rehabil Med.* 2018 Jan;61(1):56-59. doi: 10.1016/j.rehab.2017.09.001. Epub 2017 Sep 28. PMID: 28964876.
11. Kolk A, Overbeek CL, de Witte PB, Canete AN, Reijnerse M, Nagels J, Nelissen RGHH, de Groot JH. Kinematics and muscle activation in subacromial pain syndrome patients and asymptomatic controls. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2021 Oct;89:105483. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2021.105483. Epub 2021 Sep 10. PMID: 34562751.
12. Lukasiewicz AC, McClure P, Michener L, Pratt N, Sennett B. Comparison of 3-dimensional scapular position and orientation between subjects with and without shoulder impingement. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1999 Oct;29(10):574-83; discussion 584-6. doi: 10.2519/jospt.1999.29.10.574. PMID: 10560066.
13. Michener LA, Sharma S, Cools AM, Timmons MK. Relative scapular muscle activity ratios are altered in subacromial pain syndrome. *J Shoulder Elbow Surg.* 2016 Nov;25(11):1861-1867. doi: 10.1016/j.jse.2016.04.010. Epub 2016 Jun 30. PMID: 27374236.
14. Nodehi Moghadam A, Rahnama L, Noorizadeh Dehkordi S, Abdollahi S. Exercise therapy may affect scapular position and motion in individuals with scapular dyskinesis: a systematic review of clinical trials. *J Shoulder Elbow Surg.* 2020 Jan;29(1):e29-e36. doi: 10.1016/j.jse.2019.05.037. Epub 2019 Aug 13. PMID: 31420226.
15. Gonçalves DHM, de Oliveira AS, Freire LC, Silva ABM, Garbelotti SA Jr, Lucareli PRG. Three-dimensional kinematic analysis of upper limb movements between individuals with and without subacromial shoulder pain exploring the statistical parametric mapping. *J Biomech.* 2021 Dec 2;129:110806. doi: 10.1016/j.jbiomech.2021.110806. Epub 2021 Oct 11. PMID: 34666249.
16. Lin JJ, Hsieh SC, Cheng WC, Chen WC, Lai Y. Adaptive patterns of movement during arm elevation test in patients with shoulder impingement syndrome. *J Orthop Res.* 2011 May;29(5):653-7. doi: 10.1002/jor.21300. Epub 2010 Dec 23. PMID: 21437944.
17. Diederichsen LP, Nørregaard J, Dyhre-Poulsen P, Winther A, Tufekovic G, Bandholm T, Rasmussen LR, Krosgaard M. The activity pattern of shoulder muscles in subjects with and without subacromial impingement. *J Electromyogr*

- Kinesiol. 2009 Oct;19(5):789-99. doi: 10.1016/j.jelekin.2008.08.006. Epub 2008 Dec 4. PMID: 19062307.
18. Philip W McClure, Lori A Michener, Andrew R Karduna, Shoulder Function and 3-Dimensional Scapular Kinematics in People With and Without Shoulder Impingement Syndrome, *Physical Therapy*, Volume 86, Issue 8, 1 August 2006, Pages 1075–1090, doi.org/10.1093/ptj/86.8.1075
19. Paula M Ludewig, Thomas M Cook, Alterations in Shoulder Kinematics and Associated Muscle Activity in People With Symptoms of Shoulder Impingement, *Physical Therapy*, Volume 80, Issue 3, 1 March 2000, Pages 276–291, doi.org/10.1093/ptj/80.3.276
20. Gonçalves SB, Lama SBC, Silva MTD. Three decades of gait index development: A comparative review of clinical and research gait indices. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2022 Jun;96:105682. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2022.105682. Epub 2022 May 21. PMID: 35640522.
21. Hotta GH, Santos AL, McQuade KJ, de Oliveira AS. Scapular-focused exercise treatment protocol for shoulder impingement symptoms: Three-dimensional scapular kinematics analysis. *Clin Biomech*. 2018;51(December 2017):76-81. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2017.12.005>.
22. Barton GJ, Hawken MB, Scott MA, Schwartz MH. Movement deviation profile: a measure of distance from normality using a self-organizing neural network. *Hum Mov Sci*. 2012 Apr;31(2):284-94. doi: 10.1016/j.humov.2010.06.003. Epub 2010 Aug 21. PMID: 20728953.
23. Lopes Ferreira C, Barton G, Delgado Borges L, Dos Anjos Rabelo ND, Politti F, Garcia Lucareli PR. Step down tests are the tasks that most differentiate the kinematics of women with patellofemoral pain compared to asymptomatic controls. *Gait Posture*. 2019 Jul;72:129-134. doi: 10.1016/j.gaitpost.2019.05.023. Epub 2019 May 26. PMID: 31200291.
24. Lopes Ferreira C, Barroso FO, Torricelli D, Pons JL, Politti F, Lucareli PRG. Women with patellofemoral pain show altered motor coordination during lateral step down. *J Biomech*. 2020 Sep 18;110:109981. doi: 10.1016/j.jbiomech.2020.109981. Epub 2020 Aug 4. PMID: 32871488.
25. Ferreira CL, Oliveira Barroso F, Torricelli D, Pons JL, Politti F, Lucareli PRG. Muscle synergies analysis shows altered neural strategies in women with

- patellofemoral pain during walking. *PLoS One.* 2023 Oct 5;18(10):e0292464. doi: 10.1371/journal.pone.0292464. PMID: 37796922; PMCID: PMC10553307.
26. de Albuquerque TAB, Liebano RE, Biasotto-Gonzalez DA, Lopes Ferreira C, Lucareli PRG. Correlation of pain sensitization with muscle strength and angular kinematics in women with patellofemoral pain. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2021 Jan;81:105217. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2020.105217. Epub 2020 Nov 11. PMID: 33213931.
27. Júlio CE, Antonioli FC, Nascimento TMD, Sá KA, Barton GJ, Lucareli PRG. The Movement Deviation Profile Can Differentiate Fallers And Non-Fallers Older Adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2023 Jun 3:glad141. doi: 10.1093/gerona/glad141. Epub ahead of print. PMID: 37279546.
28. Gabor J. Barton, David H. Hawkes, Omid Alizadehkhayat, Anthony J. Howard, Margaret M. Roebuck, Anthony C. Fisher, Simon P. Frostick, Mark A. Robinson, Malcolm B. Hawken, Correlation of the movement deviation profile of shoulder muscle EMG with measures of shoulder function, *Gait & Posture*, Volume 38, Supplement 1, 2013, Page S28, ISSN 0966-6362, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.07.059>.
29. Michener LA, Walsworth MK, Doukas WC, Murphy KP. Reliability and Diagnostic Accuracy of 5 Physical Examination Tests and Combination of Tests for Subacromial Impingement. *Arch Phys Med Rehabil.* 2009;90(11):1898–903. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr.2009.05.015>.
30. Martins J, Napoles BV, Hoffman CB, Oliveira AS. The Brazilian version of shoulder pain and disability index - translation, cultural adaptation and reliability. Versão brasileira do shoulder pain and disability index: Tradução, adaptação cultural e confiabilidade. *Rev Bras Fisioter.* 2010;14(6):527–36.
31. De Souza FS, Da Silva Marinho C, Siqueira FB, Maher CG, Costa LOP. Psychometric testing confirms that the Brazilian-Portuguese adaptations, the original versions of the fear-avoidance beliefs questionnaire, and the Tampa Scale of Kinesiophobia have similar measurement properties. *Spine (Phila Pa 1976).* 2008;33(9):1028–33.
32. Sehn F, Chachamovich E, Vidor LP, Dall-Agnol L, de Souza IC, Torres IL, et al. Cross-Cultural Adaptation and Validation of the Brazilian Portuguese Version of the Pain Catastrophizing Scale. *Pain Med.* 2012;13(11):1425–35. Available from:

- http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=23036076
33. Orfale AG, Araújo PMP, Ferraz MB, Natour J. Translation into Brazilian Portuguese, cultural adaptation and evaluation of the reliability of the Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand Questionnaire. *Brazilian J Med Biol Res.* 2005;38(2):293–302.
 34. Breckenridge JD, McAuley JH. Shoulder Pain and Disability Index (SPADI). *J Physiother.* 2011;57(3):197. Available from: [http://dx.doi.org/10.1016/S1836-9553\(11\)70045-5](http://dx.doi.org/10.1016/S1836-9553(11)70045-5)
 35. Mintken PE, Glynn P, Cleland JA. Psychometric properties of the shortened disabilities of the Arm, Shoulder, and Hand Questionnaire (QuickDASH) and Numeric Pain Rating Scale in patients with shoulder pain. *J Shoulder Elb Surg.* 2009;18(6):920–6. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jse.2008.12.015>
 36. De Souza FS, Da Silva Marinho C, Siqueira FB, Maher CG, Costa LOP. Psychometric testing confirms that the Brazilian-Portuguese adaptations, the original versions of the fear-avoidance beliefs questionnaire, and the Tampa Scale of Kinesiophobia have similar measurement properties. *Spine (Phila Pa 1976).* 2008;33(9):1028–33.
 37. Sehn F, Chachamovich E, Vidor LP, Dall-Agnol L, de Souza IC, Torres IL, et al. Cross-Cultural Adaptation and Validation of the Brazilian Portuguese Version of the Pain Catastrophizing Scale. *Pain Med.* 2012;13(11):1425–35.
 38. Gonçalves DHM, Politti F, Bley AS, Garbelotti SA Jr, Godoy W, Lucareli PRG. Does the examiner's experience matter in evaluation of the kinematics of the upper limb? *J Biomech.* 2019 Feb 14;84:257-262. doi: 10.1016/j.jbiomech.2018.12.035. Epub 2019 Jan 2. PMID: 30630625.
 39. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000;10: 361–374.
 40. Weir JP. Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *J Strength Cond Res.* 2005;19(1):231–40.
 41. Wu, G., Van der Helm, F.C., Veeger, H.E., Makhsoos, M., Van Roy, P., Anglin, C., Nagels, J., Karduna, A.R., McQuade, K., Wang, X., Werner, F.W., Buchholz, B., 2005. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various

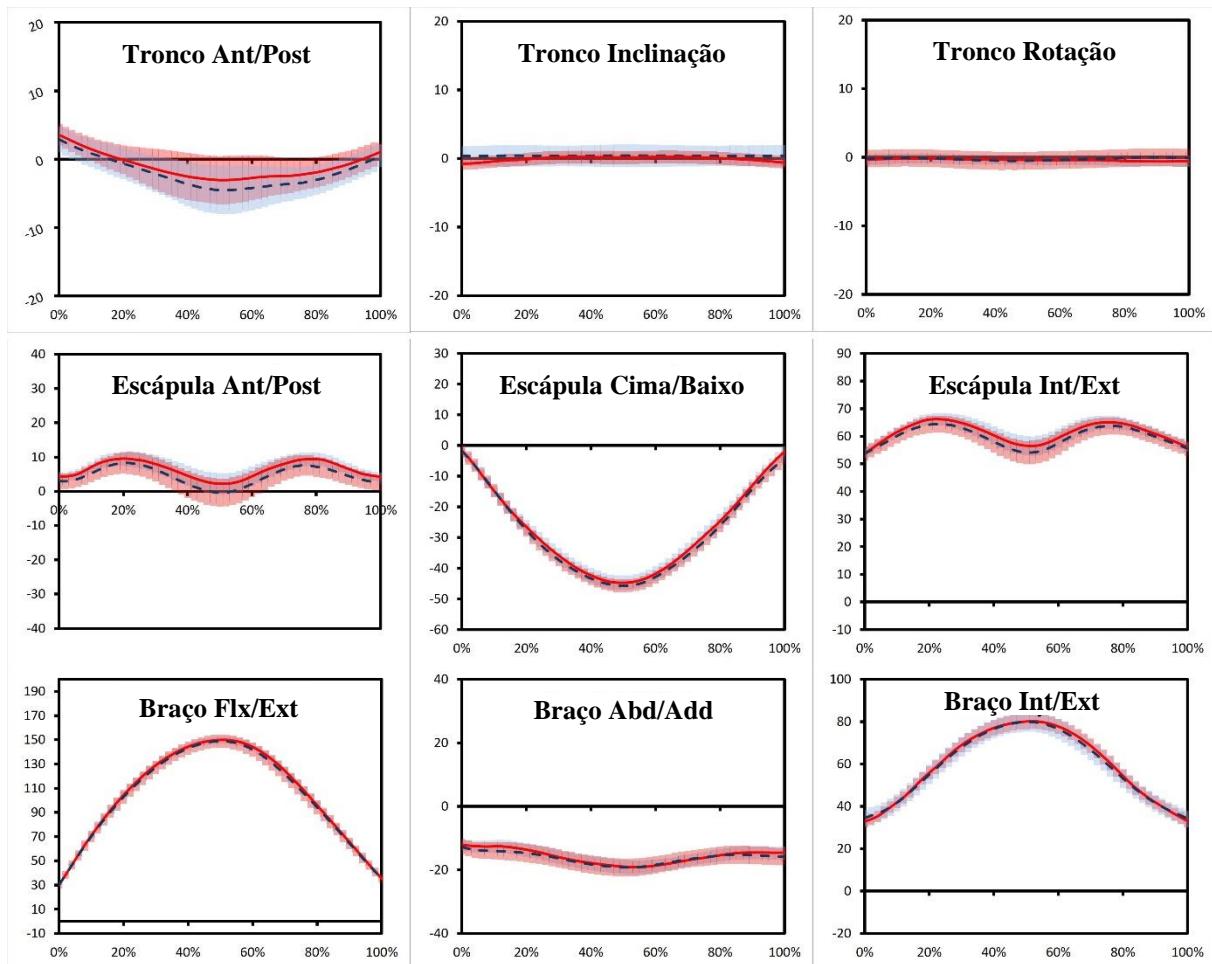
- joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *J. Biomech.* 38 (5), 981–999.
42. Clark DJ, Ting LH, Zajac FE, Neptune RR, Kautz SA. Merging of healthy motor modules predicts reduced locomotor performance and muscle coordination complexity post-stroke. *J Neurophysiol.* 2010;103: 844–857.
 43. Barroso FO, Torricelli D, Moreno JC, Taylor J, Gomez-Soriano J, Bravo-Esteban E, et al. Shared muscle synergies in human walking and cycling. *J Neurophysiol.* 2014;112: 1984–98.
 44. Houry M, Bonnard M, Tourny C, Gilliaux M. Medidas cinemáticas, eletromiográficas e isocinéticas para o tratamento da síndrome da dor subacromial do ombro: uma revisão sistemática. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2023 julho;107:106029. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2023.106029. Epub 2023, 15 de junho. PMID: 37348207.
 45. Kim WM, Seo YG, Park YJ, Cho HS, Lee SA, Jeon SJ, Ji SM. Effects of Different Types of Contraction Exercises on Shoulder Function and Muscle Strength in Patients with Adhesive Capsulitis. *Int J Environ Res Public Health.* 2021 Dec 11;18(24):13078. doi: 10.3390/ijerph182413078. PMID: 34948688; PMCID: PMC8701388.
 46. Turgut E, Duzgun I, Baltaci G. Effect of trapezius muscle strength on three-dimensional scapular kinematics. *J Phys Ther Sci.* 2016 Jun;28(6):1864–7. doi: 10.1589/jpts.28.1864. Epub 2016 Jun 28. PMID: 27390435; PMCID: PMC4932076.
 47. Kibler WB, McMullen J. Scapular dyskinesis and its relation to shoulder pain. *J Am Acad Orthop Surg.* 2003 Mar-Apr;11(2):142–51. doi: 10.5435/00124635-200303000-00008. PMID: 12670140.
 48. Lefèvre-Colau MM, Nguyen C, Palazzo C, Srour F, Paris G, Vuillemin V, Poiradeau S, Roby-Brami A, Roren A. Kinematic patterns in normal and degenerative shoulders. Part II: Review of 3-D scapular kinematic patterns in patients with shoulder pain, and clinical implications. *Ann Phys Rehabil Med.* 2018 Jan;61(1):46–53. doi: 10.1016/j.rehab.2017.09.002. Epub 2017 Oct 5. PMID: 28987866.
 49. Touillet A, Billon-Grumillier C, Pierret J, et al. (2023) Comparison of compensatory shoulder movements, functionality, and satisfaction in transradial amputees fitted with two prosthetic myoelectric hooks. *PLoS ONE,* 18(2), e0272855.

50. Leemans L, Nijs J, Antonis L, Wideman TH, Bandt HD, Franklin Z, Mullie P, Moens M, Joos E, Beckwée D. Do psychological factors relate to movement-evoked pain in people with musculoskeletal pain? A systematic review and meta-analysis. *Braz J Phys Ther.* 2022 Nov-Dec;26(6):100453. doi: 10.1016/j.bjpt.2022.100453. Epub 2022 Oct 17. PMID: 36279767; PMCID: PMC9597124.
51. Kantak SS, Johnson T, Zarzycki R (2022) Linking Pain and Motor Control: Conceptualization of Movement Deficits in Patients With Painful Conditions. *Physical Therapy*, 102(4), pzab289.
52. Linton SJ, Shaw WS (2011) Impact of Psychological Factors in the Experience of Pain. *Physical Therapy*, 91(5), 700-711.

APÊNDICE

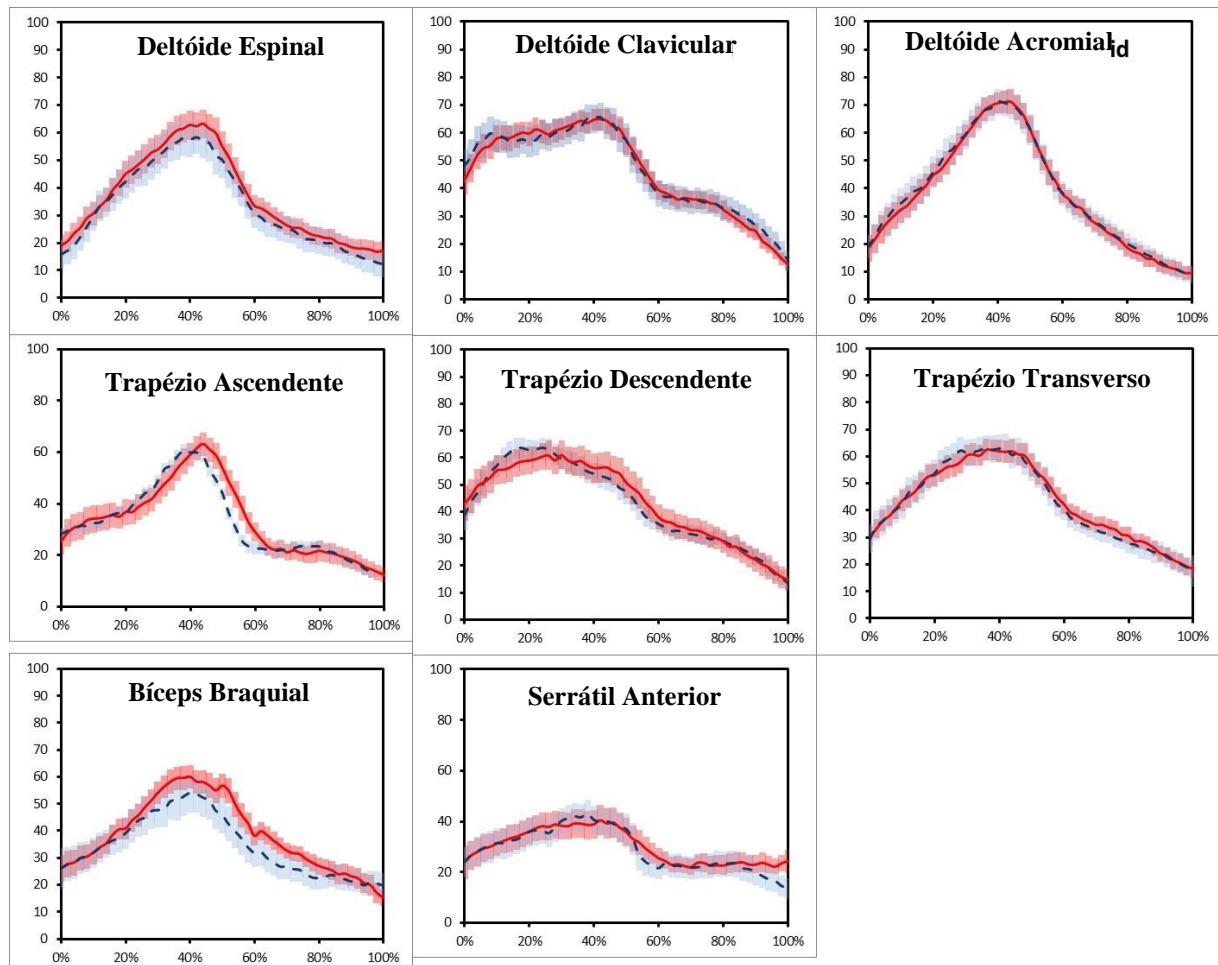
MATERIAL SUPLEMENTAR

Figura 1. Média e intervalo de confiança de 95% nas variáveis angulares utilizadas para compor o movimento de flexão/extensão para o grupo dor subacromial no ombro (SDS) (vermelho) e controles sem dor (preto).



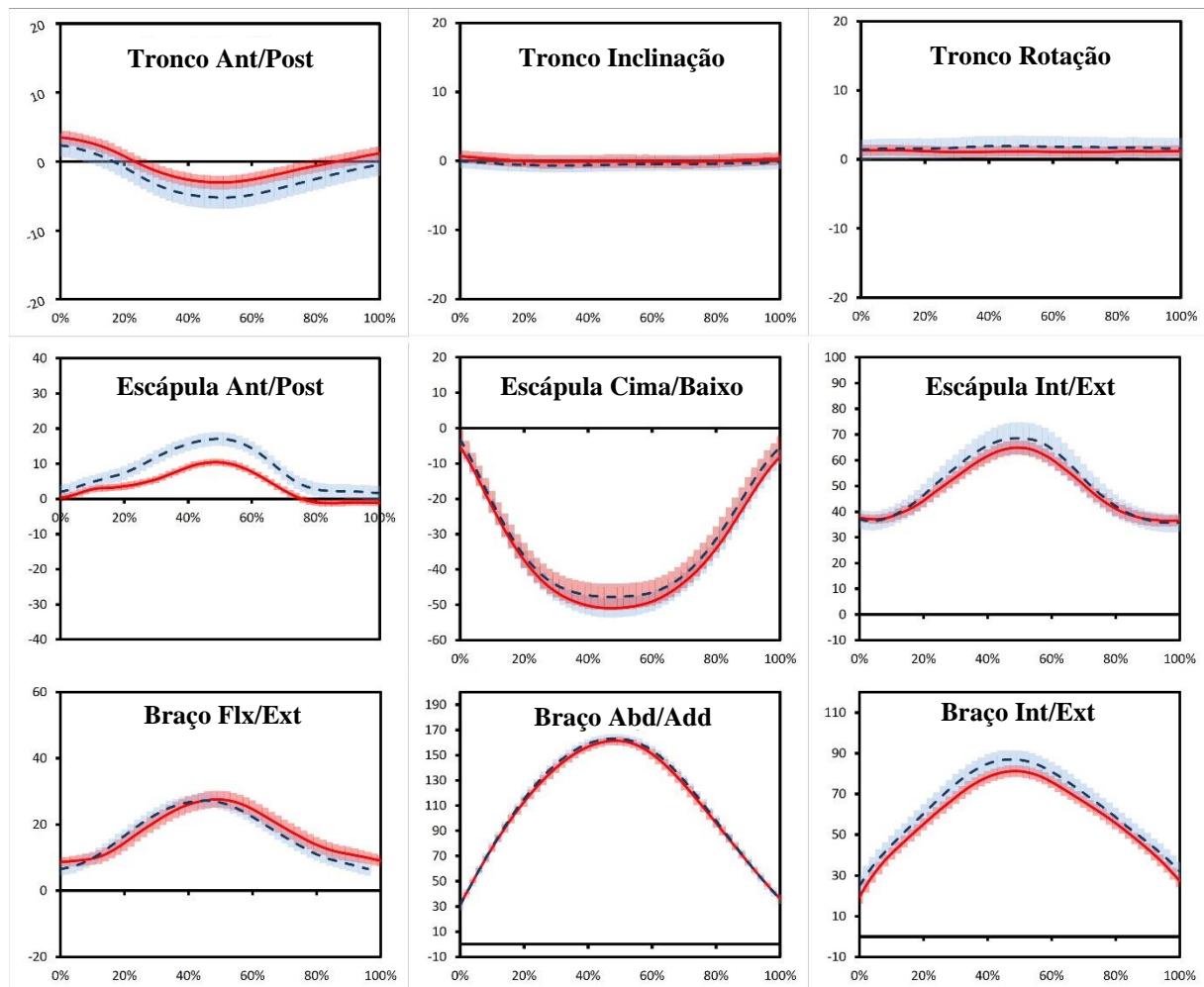
Trajetórias cinemáticas (graus) durante a flexão/extensão do braço. Média (linha contínua) DP (faixa sombreada) para tronco, escápula e braço do grupo de dor subacromial no ombro em preto e grupo controle em vermelho.

Figura 2. Média e intervalo de confiança de 95% nas variáveis eletromiográficas utilizadas para compor o movimento de flexão/extensão para o grupo dor subacromial no ombro (SDS) (vermelho) e controles sem dor (preto).



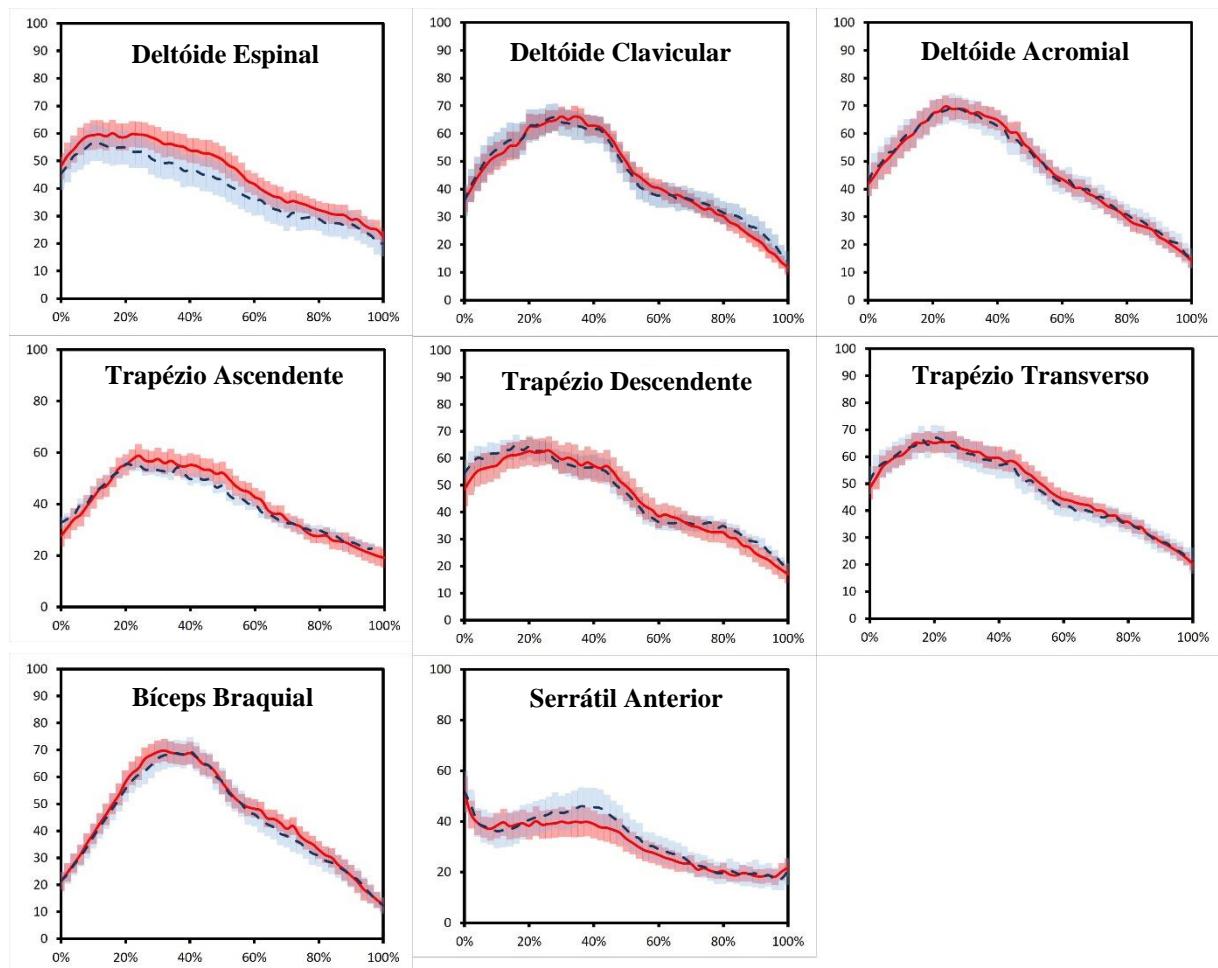
Trajetórias eletromiográficas (milivolt) durante a flexão/extensão do braço. Média (linha contínua) DP (faixa sombreada) para tronco, escápula e braço do grupo de dor subacromial no ombro em preto e grupo controle em vermelho.

Figura 3. Média e intervalo de confiança de 95% nas variáveis angulares utilizadas para compor o movimento de abdução/adução para o grupo dor subacromial no ombro (SDS) (vermelho) e controles sem dor (preto).



Trajetórias cinemáticas (graus) durante a abdução/adução do braço. Média (linha contínua) DP (faixa sombreada) para tronco, escápula e braço do grupo de dor subacromial no ombro em preto e grupo controle em vermelho.

Figura 4. Média e intervalo de confiança de 95% nas variáveis eletromiográficas utilizadas para compor o movimento de abdução/adução para o grupo dor subacromial no ombro (SDS) (vermelho) e controles sem dor (preto).



Trajetórias eletromiográficas (milivolt) durante a abdução/adução do braço. Média (linha contínua) DP (faixa sombreada) para tronco, escápula e braço do grupo de dor subacromial no ombro em preto e grupo controle em vermelho.

ANEXOS

ANEXO A: TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

TCLE - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido para Participação em Pesquisa:

Nome do participante: _____

Endereço: _____

Telefone para contato: _____ Cidade: _____ CEP: _____

E-mail: _____

1. Título do Trabalho Experimental: “Uso de uma rede neural auto-organizada para comparar a cinemática angular e a atividade eletromiográfica de voluntários com e sem síndrome do impacto subacromial”.

2. Objetivo: Avaliar e comparar o comportamento dos movimentos do complexo do ombro, a atividade elétrica e força dos músculos, através da força muscular máxima exercida pelo participante, nos participantes com e sem dor no ombro e realizar a aplicação de questionários pessoais para relacionar com a dor no ombro.

3. Justificativa: Este estudo propõe uma análise relacionada a uma das dores do ombro mais abordadas clinicamente na atualidade, que por sua vez não está bem definida na literatura, principalmente se os movimentos do ombro, atividade elétrica e força dos músculos apresentam possível relação com a dor no ombro e incapacidade de realizar tarefas do dia a dia. Que seja de nosso conhecimento até o momento, o uso da análise de movimento 3D não é consenso na literatura e pode ser importante para a pesquisa e para a clínica afim de criar uma compreensão mais detalhada do movimento humano, assim como, o uso da análise da atividade elétrica do músculo e da análise da força muscular, associado aos fatores pessoais, qualidade de vida e atividade física em indivíduos com e sem dor no ombro.

4. Procedimentos da Fase Experimental: Você/Senhor(a) está sendo convidado a participar dessa pesquisa, onde serão avaliados 100 participantes, acima de 18 anos de idade, serão divididos em 2 grupos, com dor e sem dor (grupo controle). Os participantes da pesquisa serão recrutados de uma lista de espera da clínica de fisioterapia na rua Prof. Maria José Barone Fernandes, N° 300, Vila Maria – SP, na Universidade Nove de Julho - SP - Brasil, assim como frequentadores da mesma e de filas de espera de postos de saúde da região. O(a) senhor(a) passará por uma avaliação prévia, com a finalidade de verificar alguns critérios para poder participar da pesquisa. Após isso, será informado e terá todas as suas dúvidas esclarecidas a respeito do estudo proposto pelo fisioterapeuta e pesquisadores responsáveis. Se consentir sua participação, será solicitada a assinatura do termo de consentimento para participação na pesquisa.

Ao chegar no laboratório, o(a) senhor(a) preencherá uma ficha de avaliação com dados pessoais como nome, idade, gênero, massa corpórea, altura, duração dos sintomas, caso sinta dor, e dominância de membro (membro superior que realiza a maior parte de suas atividades diárias, como escrever, comer, escovar os dentes). Responderá também a alguns questionários de

qualidade de vida, função e dor específicos para o ombro, assim como, questionários e escalas sobre fatores pessoais.

Em seguida, o avaliador irá registrar a força dos músculos do complexo do ombro através de um aparelho portátil que mensura a força muscular. Será avaliada a força dos principais músculos do ombro em determinadas posições, sendo em pé, sentado e deitado. O(a) senhor(a) realizará a força máxima ao longo de 5 segundos de duração e 1 minuto de descanso entre cada coleta, com o aparelho preso por um cinto. A primeira repetição terá por finalidade a sua familiarização com o teste, em seguida, serão realizadas 3 repetições para cada grupo muscular. Todas as repetições receberão incentivo verbal forte e contínuo para realizar a força máxima durante a execução e serão realizadas no membro dominante e não dominante. (tempo estimado para esta etapa: 120 minutos).

Posteriormente terá a pele preparada, será feita a raspagem dos pelos e limpeza da pele com álcool 70% em toda a superfície onde serão posicionados os equipamentos (braço e tronco), após o preparo, realizará a sessão de análise do movimento do ombro, juntamente com a coleta da atividade muscular, a sessão corresponde a 20 repetições de cada movimento, movimento de elevação do braço para frente e de elevação do braço para o lado.

Os marcadores para captura do movimento e dispositivo para aquisição dos sinais elétricos da atividade muscular serão aplicados nos músculos do tronco e do braço, será solicitado aos participantes do gênero masculino que fiquem sem camisa para serem avaliados e as do gênero feminino que fiquem de biquíni ou top, após o término de cada coleta todos os marcadores e eletrodos serão removidos. (tempo estimado para esta etapa: 120 minutos).

Serão necessárias 2 visitas no laboratório para colher todos os dados. Primeiro dia para responder os questionários e realizar os testes de força dos músculos e o segundo dia a fim de realizar a sessão de análise de movimento e da atividade elétrica do músculo.

5. Desconforto ou Riscos Esperados: Durante as avaliações da força dos músculos o(a) senhor(a) pode sentir leve dor nos músculos do tronco e braço no dia da avaliação ou no dia seguinte a avaliação. Sendo que esse desconforto deve desaparecer dentro de um período de no máximo 48 horas.

6. Medidas Protetivas aos Riscos: Serão dados intervalos de 1 minuto entre os testes de força para que o(a) senhor(a) repouse, a fim de diminuir o cansaço e leves dores musculares que venham a surgir depois da realização da avaliação. Haverá um fisioterapeuta responsável, caso seja necessário realizar alguma intervenção para diminuir esses possíveis desconfortos.

7. Benefícios da Pesquisa: Pelo fato de a pesquisa ser de caráter não intervencionista, não haverá benefícios imediatos após a avaliação.

8. Métodos Alternativos Existentes: Não há métodos alternativos para esta pesquisa.

9. Retirada do Consentimento: Em caso de eventuais dúvidas sobre os procedimentos, riscos, benefícios e outros assuntos relacionados a presente pesquisa, o(a) senhor(a) deverá consultar o pesquisador responsável para os devidos esclarecimentos. A participação é voluntária e este consentimento poderá ser retirado a qualquer momento, sem nenhum tipo de penalização.

10. Garantia do Sigilo: Todos os dados levantados nas avaliações dos pacientes serão de caráter exclusivamente acadêmico e científico, sendo que os pesquisadores responsáveis asseguram a privacidade dos participantes quanto aos dados confidenciais envolvidos na pesquisa.

11. Formas de Ressarcimento das Despesas decorrentes da Participação na Pesquisa: Não haverá ressarcimento aos participantes quanto a participação na pesquisa.

12. Informações: O(a) senhor(a) tem garantia que receberá respostas a qualquer pergunta ou esclarecimento de qualquer dúvida quanto ao procedimento e resultados da análise clínica. Também os pesquisadores supracitados assumem o compromisso de proporcionar informação atualizada obtida durante o estudo, ainda que esta possa afetar a vontade do indivíduo em continuar participando.

13. Local da Pesquisa: Será realizada e desenvolvida no Núcleo de Apoio e Pesquisa em Análise de Movimento – NAPAM, do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da Universidade Nove de Julho e no Ambulatório Integrado de Saúde da Universidade Nove de Julho, unidade Vila Maria, setor de fisioterapia. Ambos estão localizados na Rua Maria José Barone Fernandes, nº 300 – Vila Maria, São Paulo – SP, CEP 02117-020. Setor de fisioterapia está localizado no andar térreo e os telefones de contato são: (11) 26339301 / 26339302. NAPAM está localizado no 1º Andar e o telefone de contato é (11) 2633-9327.

14. Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) é um colegiado interdisciplinar e independente, que deve existir nas instituições que realizam pesquisas envolvendo seres humanos no Brasil, criado para defender os interesses dos participantes de pesquisas em sua integridade e dignidade e para contribuir no desenvolvimento das pesquisas dentro dos padrões éticos (Normas e Diretrizes Regulamentadoras da Pesquisa envolvendo Seres Humanos – Res. CNS nº 466/12 e Res. CNS 510/2016). O Comitê de Ética é responsável pela avaliação e acompanhamento dos protocolos de pesquisa no que corresponde aos aspectos éticos. **Endereço do Comitê de Ética da Uninove: Rua. Vergueiro nº 235/249 – 12º andar – Liberdade – São Paulo – SP CEP. 01504-001. Telefone: 3385-9010. E-mail: comitedeetica@uninove.br**

Horários de atendimento do Comitê de Ética: segunda-feira a sexta-feira – Das 11h30 às 13h00 e Das 15h30 às 19h00

15. Nome Completo e Telefones dos Pesquisadores (Orientador e Aluno) para Contato:
Prof. Dr. Paulo Roberto Garcia Lucareli – (011) 2633-9327, Aluno Lucas Cruz Freire – (011) 9 4148-0629.

16. Eventuais intercorrências que vierem a surgir no decorrer da pesquisa poderão ser discutidas diretamente com os pesquisadores responsáveis ou através do contato com meios próprios disponibilizados anteriormente.

São Paulo, de

17. Consentimento Pós-Informação:

Eu, _____, após leitura e compreensão deste termo de informação e consentimento, entendo que minha participação é voluntária, e que posso sair a qualquer momento do estudo, sem prejuízo algum. Confirmo que recebi uma via deste termo de consentimento, e autorizo a realização do trabalho de pesquisa e a divulgação dos dados obtidos somente neste estudo no meio científico.

Assinatura do Participante

(Todas as folhas devem ser rubricadas pelo participante da pesquisa)

18. Eu, _____ (Pesquisador do responsável desta pesquisa), certifico que:

- a) Esta pesquisa só terá início após a aprovação do(s) referido(s) Comitê(s) de Ética em Pesquisa o qual o projeto foi submetido;
- b) Considerando que a ética em pesquisa implica o respeito pela dignidade humana e a proteção devida aos participantes das pesquisas científicas envolvendo seres humanos;
- c) Este estudo tem mérito científico e a equipe de profissionais devidamente citados neste termo é treinada, capacitada e competente para executar os procedimentos descritos neste termo;

Lucas Cruz Freire

Assinatura do Pesquisador Responsável

ANEXO B: ÍNDICE DE DOR E INCAPACIDADE NO OMBRO - (SPADI)

ÍNDICE DE DOR E INCAPACIDADE NO OMBRO (SPADI-BRASIL)

Nome: _____ Braço avaliado: _____ Data: ____ / ____ / ____

Escala de Incapacidade

Os números ao lado de cada item representam o grau de dificuldade que você teve ao fazer aquela atividade. O número zero representa “Sem dificuldade” e o número dez representa “Não consegui fazer”. Por favor, indique o número que melhor descreve quanta dificuldade você teve para fazer cada uma das atividades durante a semana passada.

Se você não teve a oportunidade de fazer uma das atividades na semana passada, por favor, tente estimar qual número você daria para sua dificuldade.

Durante a semana passada, qual o grau de dificuldade que você teve para:

1. Lavar seu cabelo com o braço afetado?	()NA	Sem dificuldade 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 Não consegui fazer
2. Lavar suas costas com o braço afetado?	()NA	Sem dificuldade 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 Não consegui fazer
3. Vestir uma camiseta ou blusa pela cabeça?	()NA	Sem dificuldade 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 Não consegui fazer
4. Vestir uma camisa que abotoa na frente?	()NA	Sem dificuldade 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 Não consegui fazer
5. Vestir suas calças?	()NA	Sem dificuldade 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 Não consegui fazer
6. Colocar algo em uma prateleira alta com o braço afetado?	()NA	Sem dificuldade 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 Não consegui fazer
7. Carregar um objeto pesado de 5kg (saco grande de arroz) com o braço afetado?	()NA	Sem dificuldade 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 Não consegui fazer
8. Retirar algo de seu bolso de trás com o braço afetado?	()NA	Sem dificuldade 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 Não consegui fazer

Total ____ /possível ____ x 100 = ____

Escala de Dor

Os números ao lado de cada item representam quanta dor você sente em cada situação. O número zero representa “Sem dor” e o número dez representa “A pior dor”. Por favor, indique o número que melhor descreve quanta dor você sentiu durante a semana passada em cada uma das seguintes situações.

Se você não teve a oportunidade de fazer uma das atividades na semana passada, por favor, tente estimar qual número você daria para sua dor.

1. Qual a intensidade da sua dor quando foi a pior na semana passada?	Sem dor 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 Pior dor
---	---

Durante a semana passada, qual a gravidade da sua dor:

2. Quando se deitou em cima do braço afetado?	()NA	Sem dor 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 Pior dor
3. Quando tentou pegar algo em uma prateleira alta com o braço afetado?	()NA	Sem dor 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 Pior dor
4. Quando tentou tocar a parte de trás do pescoço com o braço afetado?	()NA	Sem dor 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 Pior dor
5. Quando tentou empurrar algo com o braço afetado?	()NA	Sem dor 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 Pior dor

Total ____ /possível ____ x 100 = ____

PONTUAÇÃO TOTAL DO QUESTIONÁRIO:

ANEXO C: INCAPACIDADE NO MEMBRO SUPERIOR - (QUICKDASH)

Meça a sua habilidade de fazer as seguintes atividades na semana passada circulando a resposta apropriada abaixo:

	Não houve dificuldade	Houve pouca dificuldade	Houve dificuldade média	Houve muita dificuldade	Não conseguiu fazer
1. Abrir um vidro novo ou com a tampa muito apertada.	1	2	3	4	5
2. Escrever.	1	2	3	4	5
3. Virar uma chave.	1	2	3	4	5
4. Preparar uma refeição.	1	2	3	4	5
5. Abrir uma porta pesada.	1	2	3	4	5
6. Colocar algo em uma prateleira acima de sua cabeça.	1	2	3	4	5
7. Fazer tarefas domésticas pesadas (por exemplo: lavar paredes, lavar o chão).	1	2	3	4	5
8. Fazer trabalho de jardinagem.	1	2	3	4	5
9. Arrumar a cama.	1	2	3	4	5
10. Carregar uma sacola ou uma maleta.	1	2	3	4	5
11. Carregar.	1	2	3	4	5
12. Carregar um objeto pesado (mais de 5 kg).	1	2	3	4	5
13. Trocar uma lâmpada acima da cabeça.	1	2	3	4	5
14. Lavar ou secar o cabelo.	1	2	3	4	5
15. Vestir uma blusa fechada.	1	2	3	4	5
16. Usar uma faca para cortar alimentos	1	2	3	4	5
17. Atividades recreativas que exigem pouco esforço (por exemplo: jogar cartas, tricotar).	1	2	3	4	5
18. Atividades recreativas que exigem força ou impacto nos braços, ombros ou mãos (por exemplo: jogar vôlei, martelar).	1	2	3	4	5
19. Atividades recreativas nas quais você move seu braço livremente (como pescar, jogar peteca).	1	2	3	4	5
20. Transportar-se de um lugar a outro (ir de um lugar a outro)	1	2	3	4	5
21. Atividades sexuais.	1	2	3	4	5

Fonte: ORFALE, 2003

ANEXO D: ESCALA TAMPA PARA CINESIOFOBIA

Nome: _____ Data: ___/___/___

Escala TAMPA para Cinesiofobia

Aqui estão algumas das coisas que outros pacientes nos contaram sobre sua dor. Para cada afirmativa, por favor, indique um número de 1 a 4, caso você concorde ou discorde da afirmativa. Primeiro você vai pensar se concorda ou discorda e depois, se totalmente ou parcialmente.

1. Tenho medo de me machucar, se eu fizer exercícios	<input type="radio"/> Discordo Totalmente	<input type="radio"/> Discordo Parcialmente	<input type="radio"/> Concordo Parcialmente	<input type="radio"/> Concordo Totalmente
2. Se eu tentasse superar esse medo, minha dor aumentaria	<input type="radio"/> Discordo Totalmente	<input type="radio"/> Discordo Parcialmente	<input type="radio"/> Concordo Parcialmente	<input type="radio"/> Concordo Totalmente
3. Meu corpo está dizendo que alguma coisa muito errada está acontecendo comigo	<input type="radio"/> Discordo Totalmente	<input type="radio"/> Discordo Parcialmente	<input type="radio"/> Concordo Parcialmente	<input type="radio"/> Concordo Totalmente
4. Minha dor provavelmente seria aliviada se eu fizesse exercício	<input type="radio"/> Discordo Totalmente	<input type="radio"/> Discordo Parcialmente	<input type="radio"/> Concordo Parcialmente	<input type="radio"/> Concordo Totalmente
5. As pessoas não estão levando minha condição médica a sério	<input type="radio"/> Discordo Totalmente	<input type="radio"/> Discordo Parcialmente	<input type="radio"/> Concordo Parcialmente	<input type="radio"/> Concordo Totalmente
6. A lesão colocou o meu corpo em risco para o resto da minha vida	<input type="radio"/> Discordo Totalmente	<input type="radio"/> Discordo Parcialmente	<input type="radio"/> Concordo Parcialmente	<input type="radio"/> Concordo Totalmente
7. A dor sempre significa que meu corpo está machucado	<input type="radio"/> Discordo Totalmente	<input type="radio"/> Discordo Parcialmente	<input type="radio"/> Concordo Parcialmente	<input type="radio"/> Concordo Totalmente
8. Só porque alguma coisa piora minha dor, não significa que essa coisa é perigosa	<input type="radio"/> Discordo Totalmente	<input type="radio"/> Discordo Parcialmente	<input type="radio"/> Concordo Parcialmente	<input type="radio"/> Concordo Totalmente
9. Tenho medo que eu possa me machucar acidentalmente	<input type="radio"/> Discordo Totalmente	<input type="radio"/> Discordo Parcialmente	<input type="radio"/> Concordo Parcialmente	<input type="radio"/> Concordo Totalmente
10. A atitude mais segura que posso tomar para prevenir a piora da minha dor é, simplesmente, ser cuidadoso para não fazer nenhum movimento desnecessário	<input type="radio"/> Discordo Totalmente	<input type="radio"/> Discordo Parcialmente	<input type="radio"/> Concordo Parcialmente	<input type="radio"/> Concordo Totalmente
11. Eu não teria tanta dor se algo realmente perigoso não estivesse acontecendo no meu corpo	<input type="radio"/> Discordo Totalmente	<input type="radio"/> Discordo Parcialmente	<input type="radio"/> Concordo Parcialmente	<input type="radio"/> Concordo Totalmente
12. Embora eu sinta dor, estaria melhor se estivesse ativo fisicamente	<input type="radio"/> Discordo Totalmente	<input type="radio"/> Discordo Parcialmente	<input type="radio"/> Concordo Parcialmente	<input type="radio"/> Concordo Totalmente
13. A dor me avisa quando devo parar o exercício para eu não me machucar	<input type="radio"/> Discordo Totalmente	<input type="radio"/> Discordo Parcialmente	<input type="radio"/> Concordo Parcialmente	<input type="radio"/> Concordo Totalmente
14. Não é realmente seguro para uma pessoa, com problemas iguais aos meus, ser ativo fisicamente	<input type="radio"/> Discordo Totalmente	<input type="radio"/> Discordo Parcialmente	<input type="radio"/> Concordo Parcialmente	<input type="radio"/> Concordo Totalmente
15. Não posso fazer todas as coisas que as pessoas normais fazem, pois me machuco facilmente	<input type="radio"/> Discordo Totalmente	<input type="radio"/> Discordo Parcialmente	<input type="radio"/> Concordo Parcialmente	<input type="radio"/> Concordo Totalmente
16. Embora alguma coisa me provoque muita dor, eu não acho que seja, de fato, perigoso	<input type="radio"/> Discordo Totalmente	<input type="radio"/> Discordo Parcialmente	<input type="radio"/> Concordo Parcialmente	<input type="radio"/> Concordo Totalmente
17. Ninguém deveria fazer exercícios, quando está com dor	<input type="radio"/> Discordo Totalmente	<input type="radio"/> Discordo Parcialmente	<input type="radio"/> Concordo Parcialmente	<input type="radio"/> Concordo Totalmente

PONTUAÇÃO TOTAL DO QUESTIONÁRIO: _____

ANEXO E: ESCALA DE PENSAMENTO CATASTRÓFICO SOBRE A DOR - (B-PCS)

Escala de Pensamento Catastrófico sobre a Dor (B-PCS)

Nome:		Idade:		Sexo: <input type="checkbox"/> M <input type="checkbox"/> F	Data: / /
Escolaridade (anos completos de estudo, excluir mobral):					
Instruções: Listamos 13 declarações que descrevem diferentes pensamentos e sentimentos que podem lhe aparecer na cabeça quando sente dor. Indique o GRAU destes pensamentos e sentimentos quando está com dor					
1	A preocupação durante todo o tempo com a duração da dor é	0 Mínima	1 leve	2 Moderada	3 Intensa
2	O sentimento de não poder prosseguir (continuar) é	0 Mínimo	1 leve	2 Moderado	3 Intenso
3	O sentimento que a dor é terrível e que não vai melhorar é	0 Mínimo	1 leve	2 Moderado	3 Intenso
4	O sentimento que a dor é horrível e que você não vai resistir é	0 Mínimo	1 leve	2 Moderado	3 Intenso
5	O pensamento de não poder mais estar com alguém é	0 Mínimo	1 leve	2 Moderado	3 Intenso
6	O medo que a dor pode se tornar ainda pior é	0 Mínimo	1 leve	2 Moderado	3 Intenso
7	O pensamento sobre outros episódios de dor é	0 Mínimo	1 leve	2 Moderado	3 Intenso
8	O desejo profundo que a dor desapareça é	0 Mínimo	1 leve	2 Moderado	3 Intenso
9	O sentimento de não conseguir tirar a dor do pensamento é	0 Mínimo	1 leve	2 Moderado	3 Intenso
10	O pensamento que ainda poderá doer mais é	0 Mínimo	1 leve	2 Moderado	3 Intenso
11	O pensamento que a dor é grave porque ela não quer parar é	0 Mínimo	1 leve	2 Moderado	3 Intenso
12	O pensamento de que não há nada para fazer para diminuir a intensidade da dor é	0 Mínimo	1 leve	2 Moderado	3 Intenso
13	A preocupação que alguma coisa ruim pode acontecer por causa da dor é	0 Mínima	1 leve	2 Moderado	3 Intenso
					4 Muito intenso

ANEXO F: RESUMO DE TRABALHO PUBLICADO NO CONGRESSO EUROPEU DE ANÁLISE DO MOVIMENTO EM ADULTO E CRIANÇA – ESMAC 2023

ESMAC 2023 Abstract Book

Gait & Posture 106 (2023) 1–231

- [5] McKenna MJ, Hargreaves M. Resolving fatigue mechanisms determining exercise performance: integrative physiology at its finest! *J Appl Physiol.* 104 (2008), <https://doi.org/10.1152/japplphysiol.01139.2007>.
- [6] Chan-Roper M., et al. Kinematic changes during a marathon for fast and slow runners. *J. Sport Sci. Med.* 11 (2012).

<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2023.07.031>

Exploring the potential of combining kinematics and EMG to enhance identification of individuals with subacromial shoulder pain

Lucas Freire¹, Fabiano Politti¹, Diogo Gonçalves¹, Gabor Barton², Paulo Lucareli, (PT- PhD)¹

¹ Nove de Julho University, Rehabilitation Science, São Paulo, Brazil

² Liverpool John Moores University, Research Institute for Sport and Exercise Sciences, Liverpool, United Kingdom

Introduction: Around 7% to 27% of the population is affected by musculoskeletal diseases involving the shoulder girdle; around 44% to 65% of affected individuals have subacromial shoulder pain (SSP) [1]. Kinematic alterations and electromyographic activity (EMG) in the shoulder joint complex have been described; however, there is no consensus in the literature regarding alterations in individuals with SSP [2,3].

Research question: Does concatenating kinematics and EMG improve the ability to differentiate individuals with SSP from pain-free controls?

Methods: One hundred sixteen participants (41 men and 75 women) were recruited for this study. 56 had SSP (age: 26.9 ± 7.02 years, height: 166.8 ± 7.96 m and BMI: 24.4 ± 3.53 kg/m²), and 60 were pain-free (age: 22.3 ± 3.03 years, height: 166.5 ± 837 m and BMI: 23.6 ± 2.96 kg/m²). Three-dimensional kinematics of the frontal, sagittal and transverse plane angles of the scapula, trunk, and arm and filtered, rectified and smoothed signals of surface electromyography of the acromial, clavicular and spinal deltoid; ascending, transverse and descending trapezius, serratus anterior and biceps brachii muscles were performed. The task involved shoulder flexion/extension and abduction/adduction movements starting from anatomical position until reach the maximum range of motion, in each plane respectively and then returning to initial position. The Movement Deviation Profile (MDP) [4] method was used to analyse kinematics and EMG separately and then combined. The z-score of the MDP mean was calculated to compare the standardised results between groups with and without SSP. A multivariate analysis with Bonferroni post-hoc test compared the groups considering $p < 0.05$.

Results: There was an interaction between the two groups during flexion/extension ($\lambda = 0.844$, $F = 6.885$, $P < 0.0001$) and abduction/adduction ($\lambda = 0.917$, $F = 3.396$, $P < 0.02$). There was a difference in kinematics and kinematics with EMG in flexion/

extension and only in kinematics in abduction/adduction (Table 1).

Table 1. Mean and 95% confidence intervals of the MDP mean z-scores of volunteers with subacromial shoulder pain (SSP) and pain-free controls during arm flexion/extension and abduction/adduction.

Arm Movement	Variable	SSP (N=56)	Pain-free (N=60)
Flexion/Extension	Kinematics*	0.78 (0.52 - 1.04)	0.02 (-0.24 - 0.25)
	EMG	0.24 (0.06 - 0.42)	0.01 (-0.17 - 0.18)
	Kinematics + EMG*	0.33 (0.13 - 0.52)	0.01 (-0.19 - 0.18)
Abduction/Adduction	Kinematics*	0.46 (0.21 - 0.69)	0.02 (-0.23 - 0.21)
	EMG	0.25 (-0.57 - 0.70)	0.01 (-0.29 - 0.31)
	Kinematics + EMG	0.16 (-0.34 - 0.21)	0.01 (-0.18 - 0.19)

* Significant differences between groups ($p < 0.05$)

Discussion: To the best of our knowledge, no studies compare the difference in the kinematics, EMG and kinematics combined with EMG to compare SSP and pain-free volunteers. Our result corroborates the literature by showing that the kinematics of patients with SSP differs from that of pain-free controls and that the differences are more evident during flexion-extension [5]. Despite the limited scientific evidence and the lack of consensus on an altered motor pattern in the shoulder muscles, it is not uncommon for studies to show similarities or slight differences in the EMG activity of patients with SSP. However, the MDP allowed us to evaluate concatenated kinematics and EMG and showed that we only found differences during flexion/extension. This finding may be because the kinematics during flexion showed a greater difference in z-score than abduction since the EMG alone showed no difference between the groups. Thus, concatenating kinematics and EMG does not improve the ability to differentiate individuals with SSP from pain-free.

References

- [1] Singh H, Thind A, Mohamed NS. Subacromial Impingement Syndrome: A Systematic Review of Existing Treatment Modalities to Newer Proprioceptive-Based Strategies. *Cureus.* 14 (2022), doi: 10.7759/cureus.28405.
- [2] McClure, PW, Michener, IA, Karduna, AR, 2006. Shoulder function and 3-dimensional scapular kinematics in people with and without shoulder impingement syndrome. *Phys. Ther.* 86 (8), 1075–1090.
- [3] Lefèvre-Colau MM, et al. Kinematic patterns in normal and degenerative shoulders. Part II: Review of 3-D scapular kinematic patterns in patients with shoulder pain, and clinical implications. *Ann Phys Rehabil Med.* 61 (2018), <http://doi.org/10.1016/j.rehab.2017.09.002>.
- [4] Barton GJ, Hawken MB, Scott M, Schwartz MH, Movement Deviation Profile: A measure of distance from normality using a self-organizing neural network. *Human Movement Science.* 31 (2012). <http://dx.doi.org/10.1016/j.humov.2010.06.003>.
- [5] Gonçalves DHM, de Oliveira AS, Freire LC, Silva ABM, Garbelotti SA Jr, Lucareli PRG. Three-dimensional kinematic analysis of upper limb movements between individuals with and without subacromial shoulder pain exploring the statistical parametric mapping. *J Biomech.* 2 (2021) Dec 2;129:110806. <http://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110806>.

<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2023.07.032>

ANEXO G: ARTIGO PUBLICADO NA REVISTA DE BIOMECÂNICA – JOURNAL OF BIOMECHANICS

Gait & Posture 97 (2022) S393–S394



Comparison of the scapulothoracic muscles activity in individuals with and without shoulder pain and scapular dyskinesis: A preliminary time-series study



D. Gonçalves^a, F. Politti^a, S.A. Garbelotti Junior^b, L.C. Freire^a, A.B.M. Silva^a, F. Magalhães^c, P. Lucareli^{a,*}

^a Nove de Julho University, Rehabilitation Science, São Paulo, Brazil

^b Santa Marcelina Medical School, Department of Anatomy, São Paulo, Brazil

^c University of Nebraska at Omaha, Department of Biomechanics, Omaha, USA

1. Introduction

Subacromial shoulder pain is one of the main complaints of musculoskeletal disorder. It is reported in at least one of three new pain cases and represents 44–65% of shoulder pain complaints [1–5]. Although we commonly find muscle alterations in individuals with scapular dyskinesis, it is unclear whether this deficit is generalized to patients with shoulder pain [4]. In addition, scapular dyskinesis is not more prevalent in individuals with shoulder pain and may represent a normal movement variability [5]. This study aimed to compare the muscular activity of the scapulothoracic muscles during the ascending and descending phases of shoulder abduction in individuals with and without scapular dyskinesis and shoulder pain.

2. Research question

Are there differences in the scapulothoracic muscles activity in individuals with and without shoulder pain and visually identified scapular dyskinesis?

3. Methods

A total of 117 participants were evaluated, with a mean age (24.7 ± 5.8 years). Participants were divided into 4 groups: without pain

and dyskinesis ($n = 20$ control group), without pain and with dyskinesis ($n = 41$), with pain and without dyskinesis ($n = 30$) and with pain and dyskinesis ($n = 26$). We compared groups during the ascending phase (30° – 150°) and returning phase (150° – 30°) of the shoulder abduction. Muscle electromyographic capture was performed using surface electromyography (EMG); the muscles evaluated were ascending (AT), transverse (TT) and descending trapezius (DT), and serratus anterior (SA). The time series analysis was performed using Statistical Parametric Mapping (SPM). An analysis of variance (ANOVA) was used to establish the presence of any significant differences between the conditions, and SPM post-hoc paired t-tests were performed when the ANOVA main effect was significant.

4. Results

All groups showed differences in muscle activity between 3 and 20% of the movement cycle, therefore in the ascending abduction phase. The most evident differences observed in comparison with the control group were lower SA activity (7%–19%) in individuals with pain and dyskinesis, lower AT activity (7%–17%), and higher DT activity in individuals with dyskinesis and without pain (10%–19%), and lower TT activity (8–19%) in the group with pain and without dyskinesis.

* Corresponding author.

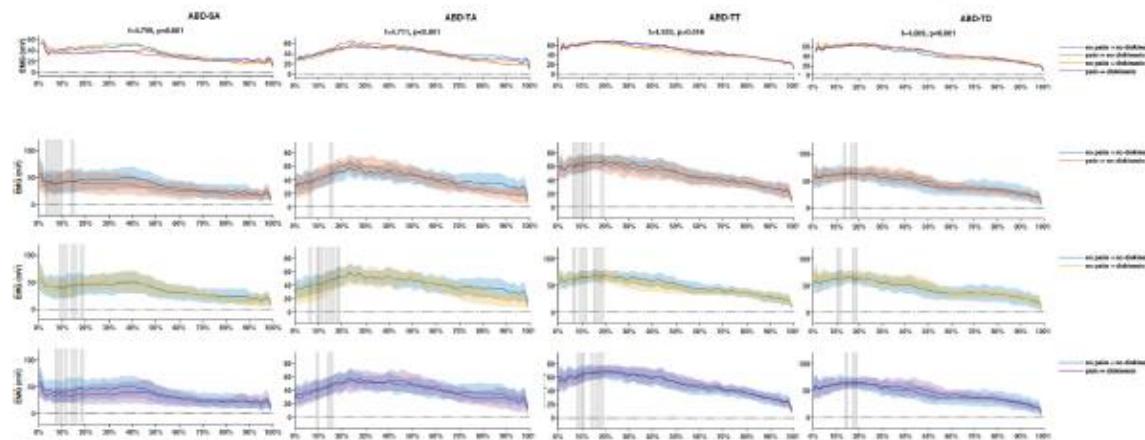


Fig. 1. EMG activities (mV) of scapulohumeral muscles in individuals with and without shoulder pain and scapular dyskinesis during arm elevation/rotation. Shaded gray areas indicate significant differences ($p < 0.05$). Mean (solid line) ± SD (shaded band) for ABD (internal rotator), TA (lateral rotator), TR (transverse trapezius) and ID (descending trapezius) per person.

5. Discussion

Even though we cannot say that there is a direct relationship between changes in EMG activity in the presence or absence of pain or scapular dyskinesis, to our knowledge, the differences found in this study only at the beginning of the movement have not yet been described and may help to understand better the changes in scapular kinematics. These changes can be attributed to the hypothesis that individuals use different motor strategies related to pain and movement dysfunction [3]. Further research should be carried out to elucidate this relationship further, correlating scapular kinematics, functional movements, and different levels of load and speed during the execution of movements.

References

- [1] K. Ayatollahi, F. Okhovatian, K.K. Kalantari, A.A. Baghban, A comparison of scapulohumeral muscle electromyographic activity in subjects with and without subacromial impingement syndrome during a functional task, *J. Bodyw. Mov. Ther.* 21 (3) (2017) 719–724.
- [2] T.-S. Huang, H.-L. Ou, C.-Y. Huang, J.-J. Lin, Specific kinematics and associated muscle activation in individuals with scapular dyskinesis, *J. Shoulder Elbow Surg.* 24 (8) (2015) 1227–1234.
- [3] C.M. Larsen, K. Søgaard, S.S. Chreiteh, A. Holtermann, B. Juul-Kristensen, Neuromuscular control of scapula muscles during a voluntary task in subjects with Subacromial Impingement Syndrome. A case-control study, *J. Electromyogr. Kinesiol.* 23 (5) (2013) 1158–1165.
- [4] A.D. Lopes, M.K. Timmons, M. Grover, R.M. Ciccone, L.A. Michener, Visual scapular dyskinesis: kinematics and muscle activity alterations in patients with subacromial impingement syndrome, *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 96 (2) (2015) 298–306.
- [5] H.A. Plummer, J.C. Sun, F. Pozzi, R. Varghese, L.A. Michener, Observational scapular dyskinesis: known-groups validity in patients with and without shoulder pain, *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 47 (8) (2017) 530–537.