



UNIVERSIDADE
NOVA
DE LISBOA



UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA
ESCOLA NACIONAL DE SAÚDE PÚBLICA



Hélio Onildo Teixeira
e Silva

**Contributo para o
desenvolvimento de uma
metodologia de avaliação clínica
da posição e orientação da
omoplata.**

Dissertação de Mestrado em Fisioterapia
Relatório de Projeto de Investigação

Relatório do Projeto de Investigação apresentado para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Fisioterapia, área de especialização em Fisioterapia em Condições Músculo-Esqueléticas realizada sob a orientação científica de Ricardo da Costa Branco Ribeiro Matias.

Declaro que este Relatório de Projeto de Investigação é o resultado da minha investigação pessoal e independente. O seu conteúdo é original e todas as fontes consultadas estão devidamente mencionadas no texto, nas notas e na bibliografia.

O candidato,

Setúbal, de Dezembro de 2014

Declaro que este Relatório de Projeto de Investigação se encontra em condições de ser apresentado a provas públicas.

O orientador,

Setúbal, de Dezembro de 2014

*Dedico este trabalho a todas as pessoas que acreditaram em mim,
em especial aos meus pais Joelma e Onildo.*

AGRADECIMENTOS

Reforço os agradecimentos aos meus amados pais, Onildo e Joelma, a quem nunca faltou coragem para enfrentar as mais difíceis situações, que nunca me desampararam e que jamais desistiram de mim, mesmo com os problemas que nos acometeram durante este período que estive em Portugal, período em que mesmo de longe, sempre se fizeram presentes. Amo muito vocês e vocês sabem disso.

À minha amada esposa Danielle, com quem dividi maravilhosos momentos enquanto estivemos juntos e que soube superar esta amarga distância que nos separou todo este tempo. Sempre foste uma motivação para que eu não desistisse, mesmo suportando tantas saudades e tanto sofrimento. Finalmente estaremos juntos.

Aos meus amados filhos, João Manoel e Davi George, que foram privados involuntariamente da presença do pai. A distância de vocês foi o maior estímulo para a conclusão deste trabalho, assim como foi a maior dificuldade que já tive de superar. Farei todo o esforço do mundo para dar o melhor futuro possível aos dois. Papai ama muito vocês.

Aos tantos e queridos amigos que fiz durante esta jornada, em especial aos meus grandes amigos Emanuel Caldeira, Gonçalo Silva e Fabio Mario, pois sem vocês, teria sido muito mais difícil.

Ao professor Ricardo Matias, pois sem ele eu não teria conseguido concluir este trabalho. Obrigado Professor, por não ter desistido de mim e por ser o grande profissional que és.

Aos meus irmãos, Heitor e Hellen, a quem a saudade também me fez sofrer, mas que sempre estiveram ao meu lado. Amo vocês também.

Aos meus avós, primos e tios, que de longe sempre torceram por mim e sempre aguardaram pela minha volta.

Aos meus queridos amigos que ficaram no Brasil. Vocês não sabem o quanto fazem falta.

Dedico em especial, a este maravilhoso país, Portugal, e aos portugueses a quem tive o imenso prazer de conhecer. Foram os anos mais emocionantes da minha vida.

Obrigado!

RESUMO

Introdução: O Complexo articular do ombro é propício a várias patologias e disfunções do movimento que parecem estar relacionadas às alterações na orientação da omoplata. A literatura recentemente publicada enfatiza a necessidade de desenvolvimento de ferramentas clínicas medição da orientação da omoplata que sejam precisas e de fácil utilização. **Objetivo:** Contribuir para o desenvolvimento de um método clínico para medir a orientação da omoplata a 0° e 90° de elevação do ombro. **Metodologia:** Foi feito um estudo correlacional utilizando uma amostra de 20 participantes assintomáticos, selecionados por conveniência do corpo discente da ESS-IPS. Foram coletadas cinco medições lineares (M1, M2, M3, M4 e M5) por dois avaliadores independentemente em dois momentos diferentes entre as referências ósseas da coluna vertebral e da omoplata na elevação do braço a 0° e 90° no plano sagital, coronal e escapular. Foi coletada simultaneamente a orientação 3D da omoplata utilizando um dispositivo de varrimento eletromagnético (Flock of Birds) e o movimento reconstruído de acordo com as recomendações da Sociedade Internacional de Biomecânica. **Resultados e Discussão:** O valor das correlações entre medidas lineares e angulares da posição e orientação da omoplata foram definitos como de aceitáveis e moderados, sempre acima de 0,4 e 0,5, respectivamente. Com a elevação do MS a 0° no plano frontal, foram encontradas correlações estatisticamente significativas entre a rotação interna da omoplata com M2 e M5, e entre a rotação inferior da omoplata com M1, M3 e M4. No plano sagital, foram observadas correlações significativas entre a rotação interna da omoplata com M4, e da rotação superior da omoplata com M1 e M4. No plano da omoplata, encontraram-se correlações estatisticamente significantes entre a rotação interna da omoplata e M2 e da rotação inferior com M1. Na posição de 90° de elevação do MS, apenas M2 correlacionou-se significativamente com a rotação interna da omoplata. **Conclusão:** Estes resultados preliminares revelam uma promessa de um método clínico preciso e fácil de usar para quantificar a orientação da omoplata com base em medições lineares.

ABSTRACT

Introduction: The shoulder complex, is prone to several pathologies and movement dysfunctions that seem to be related to alterations in scapula orientation. Recent published literature emphasize the need for the development of accurate and easy to use clinical tools to measure scapula orientation. **Objective:** Contribute to the development of a clinical method to measure scapula orientation at 0° and 90° of shoulder elevation. **Methodology:** A correlational study was conducted with a sample of 20 asymptomatic subjects, selected by convenience from the student community of the ESS-IPS. Five linear measurements (M1, M2, M3, M4 and M5) were independently collected separately by 2 researchers and in 2 different moments between pre-defined bony landmarks of the vertebral column and scapula with the arm at 0° and 90° of shoulder elevation in the sagittal, coronal and scapula's plane. Simultaneously, scapular 3D orientation was collected using an electromagnetic tracking device (Flock of Birds) and motion reconstructed according to the International Society of Biomechanics recommendations. **Results and Discussion:** Correlations values between linear and angular measurements of the scapular orientation, were set as acceptable and moderate whenever above a cut-point of 0.4 and 0.5, respectively. With the arm at 0° of elevation, in the coronal plane, it were found statistical significant correlations between the scapula internal rotation values and M2 and M5, and between scapula's medial rotation and M1, M3 and M4. In the sagittal plane, it were observed statistical significant correlations between scapula's internal rotation and M4, and the scapula's lateral rotation, and M1 and M4. In the scapula plane, statistical significant correlations were found between the

scapula's internal rotation and M2, and scapula's medial rotation and M1. At 90° of arm elevation, only M2 was found to be statistically significant correlated with scapula's internal rotation. **Conclusion:** This preliminary results unveil a promising application of an easy to use and accurate clinical method to quantify scapula orientation based on linear measurements.

**CONTRIBUTO PARA O DESENVOLVIMENTO DE UMA METODOLOGIA DE
AVALIAÇÃO CLÍNICA DA POSIÇÃO E ORIENTAÇÃO DA OMOPLATA**

**CONTRIBUTION TO THE DEVELOPMENT OF A METHODOLOGY FOR
CLINICAL EVALUATION OF THE POSITION AND ORIENTATION OF THE
SCAPULA.**

SILVA, HÉLIO E MATIAS, RICARDO

SILVA, HÉLIO & MATIAS, RICARDO

PALAVRAS-CHAVE: Complexo articular do ombro (CAO), Posição e orientação da omoplata, Posição inicial, Elevação do membro superior (MS), Correlação, Medidas lineares, Medidas angulares, Cinemática escapular.

KEYWORDS: Shoulder complex, Positioning and orientation of the scapula, Initial positioning, Arm elevation, Correlation, Linear measurement, Angular measurement, Scapular kinematics.

ÍNDICE

1. INTRODUÇÃO	1
2. REVISÃO DE LITERATURA	4
2.1. Descrição do Complexo Articular do Ombro	4
2.2. Descrição da função da omoplata	6
2.2.1. Posição Inicial da Omoplata: Medidas Lineares e Angulares.....	7
2.2.2. Posição da Omoplata ao Movimento e Ritmo Escapulo-Umeral: Medidas Lineares e Angulares.....	13
2.2.2.1. <i>Movimentos da omoplata e ângulos de Euler</i>	13
2.2.2.2. <i>Ritmo escapulo-umeral</i>	15
2.3. Impacto das discinesias e disfunções do Complexo Articular do Ombro no movimento da omoplata	29
2.4. Testes de avaliação da posição e orientação da omoplata	34
2.4.1. Discinesia da Omoplata	35
2.4.2. Testes Manuais	36
2.4.3. Teste do Deslizamento Escapular Lateral- Lateral Slide Scapular Test.....	38
2.4.4. Lennie test	40
2.4.5. Scapular distance.....	43
2.4.6. Pectoralis Minor Index e Scapula Index	45
2.4.7. Método de Host	46
2.4.8. Baylor Square Technique	48
2.4.9. Medição da rotação superior com inclinómetros	48
3. METODOLOGIA	52
3.1. Tipo de Estudo	52
3.2. Objetivos	52

3.3. Critérios de seleção da amostra	52
3.3.1. Critérios de inclusão	52
3.3.2. Critérios de exclusão.....	52
3.4. Amostragem	52
3.4.1. Amostra.....	53
3.5. Instrumentos de recolha de dados	53
3.5.1. Fita métrica.....	53
3.5.2. Sistema de varrimento eletromagnético	53
3.5.3. Questionário de caracterização	55
3.5.4. Palpação	55
3.5. Método prático	57
3.5.1. Fase de caracterização e fase laboratorial	57
3.5.1.1. <i>Mensuração da cinemática da omoplata em três dimensões</i>	58
3.5.1.2. <i>Sistema de Coordenadas</i>	59
3.5.1.3. <i>Medições com o uso da fita métrica</i>	61
3.7. Métodos de análise dos dados	61
3.8. Questões éticas	62
4. APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS	64
4.1. Médias do posicionamento da omoplata nos planos testados	65
4.1.1. Análise dos planos frontal, omoplata e sagital a 0°.....	67
4.1.1.1. <i>Amplitude de 0° no plano frontal</i>	67
4.1.1.2. <i>Amplitude de 0° no plano da omoplata</i>	68
4.1.1.3. <i>Amplitude de 0° no plano sagital</i>	68
4.1.2. Análise dos planos frontal, omoplata e sagital a 90°	71
4.1.2.1. <i>Amplitude de 90° no plano frontal</i>	71
4.1.2.2. <i>Amplitude de 90° no plano da omoplata</i>	71
4.1.2.3. <i>Amplitude de 90° no plano sagital</i>	72

4.2. Descrição da significância e correlação entre os dados lineares e angulares	73
4.2.1. Descrição da correlação e significância dos dados lineares e angulares nos 3 planos na posição de 0° de elevação do membro superior	74
4.2.2. Descrição da correlação e significância dos dados lineares e angulares nos 3 planos na posição de 90° de elevação do membro superior	76
5. DISCUSSÃO	78
5.1. Considerações sobre a amostra	79
5.2. Considerações sobre as medidas e a sua fidedignidade	81
5.3. Considerações sobre os resultados encontrados e importância clínica	89
5.4. Considerações sobre a importância da medição da posição da omoplata para a clínica	95
5.5. Considerações sobre as limitações do estudo	97
6. CONCLUSÃO	99
BIBLIOGRAFIA	101
ANEXO A: Registro de características da amostra	i
ANEXO B: Tabela de recolha dos dados durante a avaliação das medidas lineares e angulares	ii
ANEXO C: Consentimento informado para participação em estudo de carácter científico	iii

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1: Fidedignidade intra-investigador.....	11
Tabela 2: Fidedignidade intra-investigador.....	11
Tabela 3: Fidedignidade inter-observadores	12
Tabela 4: Resumo de rotações da omoplata medidas por vários autores em diferentes planos de elevação e em diferentes amplitudes.....	20
Tabela 5: Rotações da omoplata no plano da omoplata apresentada por vários autores em 120°.....	22
Tabela 6: Valor médio para a posição angular da omoplata na posição inicial.....	23
Tabela 7: Posição de repouso da omoplata.....	24
Tabela 8: Valores médios da posição angular da omoplata durante a flexão nas rotações superiores e inferiores.....	25
Tabela 9: Valores angulares médios da omoplata durante os movimentos de flexão no plano sagital e abdução no plano frontal.....	26
Tabela 10: Valores angulares médios durante a abdução no plano frontal.....	27
Tabela 11: Valores angulares médios da omoplata durante o movimento de flexão no plano da omoplata.....	27
Tabela 12: Valores angulares médios durante o movimento de flexão no plano da omoplata, flexão no plano sagital e abdução no plano frontal.....	28
Tabela 13: Alterações da dinâmica escapular e seus mecanismos biomecânicos.....	32
Tabela 14: Resumo da cinemática escapular durante a elevação do braço em estágios. Ombros saudáveis e patológicos	33
Tabela 15: Resumo dos estudos de fidedignidade para diferentes testes	51
Tabela 16: Palpação.....	56
Tabela 17: Pontos de referência para medir a posição da omoplata.....	57
Tabela 18: Referências ósseas digitalizadas com o stylus para construção dos sistemas de coordenadas	59

Tabela 19: Divisão dos ângulos de Euler e suas descrições para o sistema de coordenadas global	60
Tabela 20: Divisão dos ângulos de Euler e suas descrições para o sistema de coordenadas local do tórax	60
Tabela 21: Recolha das medidas entre pontos pré-estabelecidos.....	61
Tabela 22: Apresentação das médias, IC, EP, mediana e DP para as medidas angulares e lineares na posição do MS a 0°	66
Tabela 23: Apresentação das médias, IC, EP, mediana e DP para as medidas angulares e lineares na posição de elevação do MS a 90°.....	70
Tabela 24: Resultados do cálculo das Correlações no Plano Frontal a 0° de elevação do Braço	74
Tabela 25: Resultado do cálculo das Correlações no Plano da Omoplata a 0° de elevação do Braço	74
Tabela 26: Resultado do cálculo das Correlações no Plano Sagital a 0° de elevação do Braço	75
Tabela 27: Resultado do cálculo das Correlações no Plano Frontal a 90° de elevação do Braço	76
Tabela 28: Resultado do estudo das Correlações no Plano da Omoplata a 90° de elevação do Braço	76
Tabela 29: Resultado do cálculo das Correlações no Plano Sagital a 90° de elevação do Braço	77

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1: Localização ideal da omoplata.....	8
Figura 2: Distâncias da omoplata à coluna.....	9
Figura 3: Representação das sequências de rotações da omoplata em torno dos eixos Y, X e Z, definidas de acordo com as recomendações da ISB.....	15
Figura 4: Resumo dos Modelos Descritivos de Elevação do Braço	17
Figura 5: Demonstração dos movimentos realizados pela omoplata.....	31
Figura 6: Descrição dos pontos de recolha de dados do <i>Lennie Test</i>	42
Figura 7: Flock of Birds 1- Sensor, 2- controlador e 3- transmissor.....	54
Figura 8: Sistema de coordenadas local para os movimentos da omoplata.....	60

LISTA DE ABREVIATURAS

2D: Bidimensional	IMC: Índice de Massa Corporal
3D: Tridimensional	ISB: International Society of Biomechanics
AA: Ângulo Acromial	LSST- Lateral Slide Scapular Test
AC: Acrômio-clavicular	MR- Manguito Rotador
ACo: Apófise coracóide	MRT: Medial Rotation Test
ADM: Amplitude de Movimento	m-SAT: Modified Scapular Assistant Test
AI: Ângulo Inferior da Omoplata	MS: Membro Superior
AS: Ângulo Superior da Omoplata	OC: Omo-costal
AT- Acromion-Table distance	PF: Plano Frontal
AVD: Atividade da Vida Diária	PMI- Pectoralis Minor Index
AX: Apêndice Xifóide	PO: Plano da Omoplata
Básc.: Báscula	PIO: Posição Inicial da Omoplata
C7: Apófise espinhosa da 7 ^a vértebra cervical	RE: Raiz da Espinha da Omoplata
CAO: Complexo Articular do Ombro	REU: Rítmo escapulo-umeral
CC: Coeficiente de Correlação	Rot. Inf.: Rotação Inferior da Omoplata
CCI: Coeficiente de Correlação Intraclasse	Rot. Sup.: Rotação Superior da Omoplata
CR- Coifa dos Rotadores	SCSA: Síndrome do Conflito Sub-acromial
CVe: Coluna Vertebral	SIG: Significância
DP: Desvio Padrão	SRT: Retraction/Repositioning Test
DOF: Degrees of Movement	T1: Apófise espinhosa da 1 ^a vértebra torácica
EC: Esterno-clavicular	T2: Apófise espinhosa da 2 ^a vértebra torácica
EP: Erro Padrão	T3: Apófise espinhosa da 3 ^a vértebra torácica
ET: Escápulo-torácica	T4: Apófise espinhosa da 4 ^a vértebra torácica
EU- Escápulo-umeral	
FE- Fúrcula esternal	
FOB: Flock of Birds	
GU: Gleno-umeral	
IC: Intervalo de Confiança	
T5: Apófise espinhosa da 5 ^a vértebra torácica	

T6: Apófise espinhosa da 6ª vértebra torácica

T7: Apófise espinhosa da 7ª vértebra torácica

T8: Apófise espinhosa da 8ª vértebra torácica

T12: Apófise espinhosa da 12ª vértebra torácica

1. INTRODUÇÃO

O conhecimento da normalidade e disfunção mecânica do ombro e a relação das mesmas com as disfunções do complexo articular do ombro (CAO) têm avançado consideravelmente nos últimos anos (Ludewig, Behrens, Meyer, Spoden & Wilson, 2004). Acredita-se que este entendimento acerca da cinemática normal e da disfunção seja imprescindível para os profissionais de saúde que tratam utentes com disfunções do ombro (Meyer, Saether, Soiney, Shebeck & Paddock, 2008).

Atualmente existem diferentes abordagens avaliativas para qualificar e quantificar os movimentos e a função normal ou disfunção do CAO, desde a avaliação clínica rotineira através uso de recursos semiológicos, até os exames complementares de imagem (Porto, 2005). As disfunções do CAO podem ser também avaliadas, diagnosticadas e monitorizadas, através de uma série de questionários, observações e exames físicos, que se combinam para fornecer uma pontuação global de funcionalidade. Há mais de 20 diferentes instrumentos clínicos utilizados para avaliar a funcionalidade do ombro (Lovern, Stroud, Evans, Evans & Holt, 2009).

De acordo com estudos recentes, a dor de ombro é a segunda queixa mais comum nos acometimentos de natureza músculo-esquelética, com uma prevalência de 20.9% na população geral (Lawrence, Braman, Laprade & Ludewig, 2014; Michener *et al.*, 2004). A maior parte das queixas apresentadas, referem-se às atividades laborais ou do desporto que envolvem os movimentos dos membros superiores acima do nível do ombro, assumindo que, em determinadas profissões ou desportos, a prevalência de dor no CAO pode chegar a 40% ou mais (Ludewig & Reynolds, 2009; Santos & Matias, 2011).

O complexo do ombro é propenso a inúmeras patologias e instabilidades devido à sua grande amplitude de movimento. (Lovern, Stroud, Evans, Evans & Holt, 2009).

Somente em Portugal, segundo um estudo de Miranda, Carnide e Lopes (2010), que teve como objetivo determinar a prevalência das disfunções músculo-esqueléticas na população ativa, obteve-se uma prevalência de 5,9% desta população, da qual 0,59% apresentava comprometimento na função normal do CAO, valor correspondente a 9,9% no número total de trabalhadores observados pela medicina do trabalho (Miranda *et al.*, 2010; Santos & Matias, 2011). No mesmo ano, o observatório nacional de doenças reumáticas obteve valores de prevalência de dor no ombro, em lesões músculo-esqueléticas relacionadas

ou ligadas ao trabalho, registada pela medicina do trabalho, entre os 0,5 a 1% da população portuguesa ativa (Santos & Matias, 2011).

A função e o posicionamento da omoplata evidenciam-se importantes na avaliação das estruturas do membro superior (MS) na clínica, tendo em vista, que a alteração destas variáveis é recorrente nas disfunções do CAO. Desta forma, torna-se indispensável o desenvolvimento de instrumentos que avaliem fidedignamente o posicionamento da articulação Escápulo-Torácica (ET) utilizando-se de metodologias específicas para a determinação espacial da posição da omoplata (Afonso & Matias, 2012; Lewis & Valentine, 2008; Meskers, van der Helm, Rozendaal & Rozing, 1998).

Segundo Kibler e Sciascia (2009), o mau posicionamento da omoplata sobre o tórax está relacionado a grande parte das disfunções do ombro, a compreensão do posicionamento da omoplata passa a ser o mecanismo de compreensão da etiologia das disfunções e da patogénese do CAO.

No entanto, a determinação de uma posição normal da omoplata é controversa, pois torna-se um conceito estanque e rígido. Tendo em vista que os meios de avaliação existentes para o CAO têm como foco sobretudo a articulação gleno-umeral (GU), limita-se o aprofundamento acerca da avaliação dinâmica e interativa da ET e o seu funcionamento no ritmo escapulo-umeral (REU) (Karduna, McClure, Michener & Sennett, 2001).

Neste sentido, nas últimas décadas, várias metodologias de avaliação da posição da omoplata foram propostas por diferentes autores (Afonso & Matias, 2012; Borstad, 2006; Diveta, Walker & Skibinski, 1990; Kibler, 1998; Sobush *et al*, 1996). Incluíram-se entre estas propostas, a utilização de métodos como a observação, palpação, goniometria, fotografias e uso de fita métrica ou régua (Guerreiro & Matias, 2007; Lewis & Valentine, 2008; Nijs, Roussel, Struyf, Mottram & Meeusen, 2007). Alguns estudos visaram a diferenciação entre métodos de avaliação do posicionamento da omoplata em posição de repouso e ao movimento, bem como em métodos de avaliação do movimento em duas dimensões (2D) (McClure, Michener, Sennet & Karduna, 2001). Metodologias mais completas com recurso a análise do movimento em três dimensões (3D), têm sido usadas na avaliação da posição angular da omoplata (Karduna *et al.*, 2001). Outros estudos já avaliaram o posicionamento da omoplata em sujeitos com ou sem disfunção do CAO, e em sujeitos em diferentes situações de exposição do membro superior (MS), tal como com o uso de carga durante a avaliação do movimento escapular, ET e REU (Afonso & Matias, 2012;

Guerreiro & Matias, 2007; Ludewig *et al*, 2009; Ludewig & Braman, 2010; Teece *et al*, 2008).

Estes estudos apresentam metodologias mais profícuas do ponto de vista da especificidade e fidedignidade dos dados obtidos, contudo, observou-se que possuem um custo elevado e portanto, uma maior dificuldade relacionada à utilização em ambiente clínico, pela necessidade do uso de aparelhagem sofisticada, na maioria das vezes, não acessível à maioria dos clínicos (Afonso & Matias, 2012; McClure *et al.*, 2001).

Este estudo teve por objetivo contribuir para o desenvolvimento de uma metodologia de avaliação da posição e orientação da omoplata em 2 diferentes amplitudes de movimento (ADM) na elevação do MS, nomeadamente à posição de repouso (zero graus) e a noventa graus de elevação nos três planos de movimento (frontal, sagital e plano da omoplata), através da verificação de alterações nos padrões de rotação escapular, ou seja, tivemos como objetivo verificar se as medidas angulares obtidas destas sequências de rotação da omoplata, poderiam ser correlacionadas às medidas lineares obtidas com uma fita métrica, sendo estas, recolhidas mediante distâncias pré-estabelecidas entre pontos-chave da coluna vertebral (CVe) e a omoplata. (Afonso & Matias, 2012; Karduna, McClure & Michener, 2000; Lewis & Valentine, 2008).

O presente trabalho encontra-se dividido em 6 capítulos. O primeiro refere-se a uma introdução do assunto que foi explanado e discutido durante a tese bem como uma prévia do objetivo da mesma, que tratou das correlações entre medidas lineares e angulares. Já o segundo capítulo fez-se uma revisão de literatura, no qual foram descritos a função normal, o impacto das disfunções e diferentes métodos de avaliação da posição e orientação linear e angular da omoplata em diferentes planos anatómicos, bem como as posições de elevação do membro superior. No terceiro tratou-se de uma descrição da metodologia utilizada para a elaboração do presente estudo, para logo e em seguida, no quarto capítulo, demonstrarmos uma apresentação dos resultados encontrados nas avaliações dos sujeitos e resultados referentes à estatística utilizada. Por fim, no quinto capítulo foi realizada a discussão acerca dos dados encontrados baseados na literatura pesquisada, para no sexto e último capítulo descrevermos as conclusões relativas ao estudo.

Dada a naturalidade do investigador principal, o trabalho aqui apresentado foi redigido em português do Brasil.

2. REVISÃO DE LITERATURA

As atividades da vida diária (AVD), em sua maioria, dão-se pela correlação entre o MS ou mais especificamente da mão com o espaço tridimensional (Tee, Burdet, Chew & Milner, 2004).

O MS descai verticalmente ao longo do corpo, sendo portanto o CAO, o elo funcional e de ligação entre o mesmo e o tronco. (DePalma & Johnson, 2003; Kapandji, 2005). Contudo, estando o ombro em interação com forças externas em grande parte desestabilizadoras, o mesmo é submetido à adoção e a integração de diversas estratégias motoras no sentido de as compensar (Tee *et al.*, 2004).

O CAO permite uma grande variabilidade de movimentos em diferentes amplitudes, o que culmina em grande instabilidade para a articulação, o que torna assim, o estudo do ombro um desafio comparado a outras articulações. Até determinado nível, a estabilidade estrutural do CAO é sacrificada para atingir a ADM (DePalma & Johnson, 2003; Guerreiro & Matias, 2007). Contudo, é necessário algum suporte para a manutenção de tal amplitude, o que é fornecido através de estruturas como os tecidos moles (Afonso & Matias, 2012; DePalma & Johnson, 2003).

Tendo em vista a complexidade do CAO e a relação entre as estruturas que o compõem, cada vez mais tem sido estudada e descrita a sua importância na função do MS, assim, o conhecimento da mecânica normal e a disfunção do ombro em relação às disfunções do mesmo, tem avançado consideravelmente nos últimos anos. (Afonso & Matias, 2012; Ludewig, Behrens, Meyer, Spoden & Wilson, 2004; Van Der Helm, 1994; Matias, Batata, Morais, Miguel & Estiveira, 2006).

2.1. Descrição do Complexo Articular do Ombro

O CAO pode ser observado e descrito como uma sucessão de intercomunicações de segmentos ósseos que unem o MS ao tronco e que transmitem forças e movimentos por meio de tais segmentos ósseos, articulares e musculares que o compõem (Matias *et al.*, 2006).

Na ausência de uma denominação formal têm-se usado "ombro" como termo na designação da junção entre o úmero e a omoplata na articulação GU, onde os movimentos do ombro têm sido erroneamente confundidos com os movimentos do braço em relação ao tronco (Pascoal, 2001). A entidade músculo-esquelética denominada ombro, constitui-se da integração do tórax, da omoplata, da clavícula e do úmero. Contudo, a mobilidade da GU acompanha-se da mobilidade da omoplata e da clavícula através das articulações esterno-

clavicular (EC), acrómio-clavicular (AC) e omo-costal (OC) ou escápulo-torácica (ET) trabalhando em função conjunta. Portanto, a mobilidade total do ombro é dependente do movimento coordenado e da sincronia entre todas as articulações do CAO. (Culham & Peat, 1993; Pascoal, 2001).

O CAO consta de quatro conjuntos de movimento, em três diferentes planos. No plano sagital: a flexão realiza-se numa angulação de 0° a 180°; Kapandji (2005), descreve a extensão de 45° a 50°, porém, segundo Hamill e Knutzen (2008), a hiperextensão pode ser compreendida até aos 60°. No entanto, seria possível de ser encontrada em indivíduos com alargamento da cápsula ou frouxidão ligamentar podendo ultrapassar os 90°; no plano frontal, uma abdução de 0° a 180° e a adução (em repouso ou ao retorno da abdução); e no plano transversal ou transverso: rotação interna (0° a 70°) e rotação externa (0° a 90°); adução horizontal (0° a 135°) e abdução horizontal e circundação (Hamill & Knutzen, 2008; Kapandji, 2005; Lippert, 2003; Porto, 2005; Struyf *et al.*, 2012).

As forças exercidas sobre tais segmentos osteoarticulares, sejam estabilizadoras ou promotoras de movimento, são realizadas para além dos ligamentos e estruturas capsulares, pela composição muscular que circunscreve a articulação GU, e outros músculos porém não menos importantes que trabalham conjuntamente na promoção do movimento do CAO (Kisner & Colby, 1998).

O agrupamento muscular que circunda a articulação GU é conhecido resumidamente como coifa dos rotadores (CR) e é composto essencialmente pelos músculos supraespinhoso, infraespinhoso, pequeno redondo e subescapular. No entanto, de acordo com Testut (1979), a ação conjunta dos músculos deltóides e dos músculos da CR definem os músculos do ombro. Tais músculos são responsáveis sobretudo por centralizar e baixar a cabeça umeral na fossa glenóidea, potencializar as rotações da articulação GU, pela manutenção de eixos de rotação e correção de movimentos de translação anormais da cabeça umeral, além de a estabilizar e proporcionar um compartimento fechado importante para a nutrição e integridade da articulação (Lech, Neto & Severo, 2000; Magarey & Jones, 2003; Marto, Rosa & Matias, 2007; Paine & Voight, 1993; Thompson & Floyd, 2003).

Como dito no parágrafo anterior, outros músculos são necessários para a realização de toda a ADM do CAO e agem diretamente no posicionamento individual ou no conjunto dos ossos e articulações deste complexo articular, dentre eles estão para além dos componentes da CR, os músculos: Trapézio, Grande rombóide, Pequeno rombóide, Angular

da omoplata, Grande peitoral, Pequeno peitoral, Subclávio, Grande dorsal e o Grande dentado (Lippert, 2003; Thompson & Floyd, 2003).

Tendo em conta a correlação entre os sistemas osteo-mio-articulares do CAO, é necessário mencionar que as estruturas ósseas têm diferentes graus de interferência na mobilidade do ombro. A omoplata juntamente com o úmero interferem com maior efetividade nos movimentos do CAO em detrimento da clavícula que tem uma atividade relativamente diminuída mas não menos importante em relação às outras duas, pois são poucos os músculos com inserção na clavícula, assim, os movimentos na articulação EC e AC são o resultado da mobilidade da omoplata na articulação OC (Pascoal, 2001; Fayad *et al*, 2006).

Segundo Mottram (1997), para que ocorra a manutenção da função correta do MS, é imprescindível que exista capacidade de controlo e posicionamento da omoplata, do contrário, caso não ocorra um equilíbrio adequado durante a realização dos movimentos do MS, predispõe-se um quadro no qual o CAO poderia desenvolver sintomatologia dolorosa ou mesmo a instauração de um processo patológico.

A omoplata assume portanto, um papel de crucial relevância na biomecânica normal do ombro, tendo-se em vista que sua suave interação com a parede torácica é de suma importância na funcionalidade do MS (Ebaugh, McClure & Karduna, 2005; T'Jonck, Lysens & Grasse, 1996).

2.2. Descrição da Função da Omoplata

A omoplata tem como função juntamente com a clavícula e o aparato musculoesquelético, a fixação do MS ao tronco, além de fornecer a mobilidade do braço em toda sua ADM sem que o mesmo sofra um desarranjo na elaboração de movimentos durante as AVD, coordenando e fixando a ação conjunta das estruturas envolvidas através de um deslizamento seguido de rotações dentro de um padrão funcional estável. Portanto, sabe-se que o posicionamento e as rotações da omoplata tanto em repouso quanto em movimento são necessários para uma boa função do MS. (Ebaugh *et al*. 2005; Kibler, 1998; Kisner & Colby, 1998; T'Jonck *et al*. 1996).

A omoplata é, portanto, um osso de forma plana, triangular que se localiza posteriormente sobre a caixa torácica em repouso e move-se dentro um padrão tridimensional complexo de movimento durante a elevação do úmero. Há evidência que as

alterações deste padrão de movimento estão associadas a patologias de ombro, tais como a síndrome do impacto, a instabilidade GU, e rotura da CR (Karduna *et al.*, 2001).

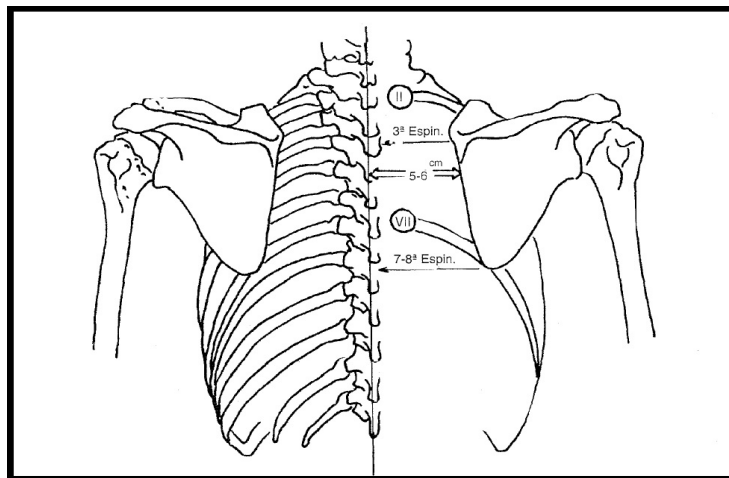
2.2.1. Posição Inicial da Omoplata: Medidas Lineares e Angulares

Sabe-se que a estrutura corporal de um indivíduo altera-se de acordo com sua forma física, estatura, sexo, idade ou padrões patológicos que, por ventura, modifiquem sua postura ou a posição espacial das estruturas corporais (Almeida, 2006; Santos, 2013; Souchard, 1986). Portanto, segundo Blair (1987), as atividades desportivas, atividades profissionais e eventuais hábitos do indivíduo podem repercutir no arranjo de determinadas estruturas corporais ou padrões posturais. De acordo com Santos, (2013) a quantidade, especificidade e forma de execução dos movimentos afetam as estruturas do organismo, principalmente, se realizadas de maneira contínua e permanente.

Tendo em vista a morfologia de cada indivíduo, Guerreiro e Matias, (2007) sugerem que não se deve categorizar uma posição normal da omoplata, mas, sim, um espectro de normalidade. Contudo, a posição de repouso da omoplata pode ser definida como a posição que as omoplatas assumem quando um indivíduo se põe de pé. Portanto, a postura normal será diferente de indivíduo para indivíduo, dependendo da postura habitual do sujeito em questão (Sobush *et al*, 1996).

Sobre o posicionamento normal da omoplata, Kapandji (2000) afirma que a mesma situa-se entre 2^a à 7^a costelas na posição de repouso. Em referência à linha das apófises espinhosas da C_{Ve} (linha média), o ângulo superior (AS) é correspondente à primeira apófise espinhosa torácica; o ângulo inferior (AI) à 7^a ou 8^a apófise espinhosa; a porção interna da espinha da omoplata (ângulo formado pela união dos dois vértices da margem interna) à 3^a apófise espinhosa torácica (Kapandji, 2000).

Figura 1: Localização ideal da omoplata na posição de repouso (adaptado de Kapandji, 2000).

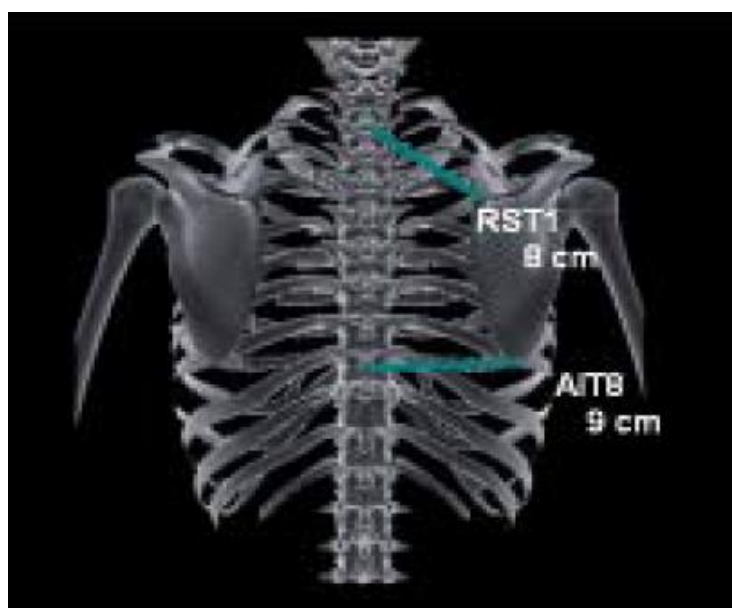


A borda interna ou espinhal da omoplata situa-se a 5 ou 6 cm da linha vertical dos processos espinhosos (Kapandji, 2000). Uma medida semelhante foi descrita por Culham e Peat (1993), em que o valor indicado para a distância entre o bordo medial da omoplata e a CVe seria de 5 cm.

Segundo um estudo de Marto *et al.* (2007), em que os autores avaliaram a posição inicial da omoplata (PIO) através das distâncias horizontais entre a mesma e a CVe, obteve-se uma média de 7,77cm ($\pm 1,16$) entre a raiz da espinha da omoplata (RE) e a coluna, e de 8,46cm ($\pm 1,43$) entre o AI e a CVe durante a medição em sujeitos sem disfunção de ombro. Em sujeitos que apresentavam alguma sintomatologia, identificou-se uma média de 7,75cm ($\pm 0,21$) para a distância entre a RE e a coluna e 9,05cm ($\pm 0,26$) relativa à distância entre o ângulo inferior da omoplata e a coluna (Afonso & Matias, 2012; Santos & Matias, 2007, 2011).

Sahrman, (2002) defende que num padrão de “normalidade” a distância entre o bordo medial da omoplata e uma linha traçada verticalmente sobre a coluna vertebral, seria de 7,5 cm, todavia, num estudo de Guerreiro e Matias (2007), os valores encontrados durante a verificação da posição inicial da omoplata em sujeitos assintomáticos foram superiores, podendo variar entre 8 a 9 cm de intervalo em relação à linha média, variando de acordo com a localização da recolha das medidas, sendo 8,44 cm a distância entre a apófise espinhosa da vértebra T1 e a RE, e de 9,54 cm, a diferença entre o AI e a apófise espinhosa de T8.

Figura 2: Distâncias da omoplata à coluna¹ (adaptado de Guerreiro e Matias, 2007).



No mesmo estudo, Guerreiro e Matias (2007) na tentativa de prever as medidas angulares da omoplata na posição inicial, obtiveram valores médios das rotações que foram de 32,74° para a protração, 4,32° para a báscula anterior e 11,02° para a rotação superior, porém, os movimentos da omoplata, tais medidas e o sistema de coordenadas utilizado para descrever as posições angulares da omoplata foram melhor detalhadas adiante.

Em 1996, T'Jonck, Lysens e Grasse desenvolveram um estudo comparando dados relativamente às distâncias entre a omoplata na posição inicial, aos 45° de abdução e aos 90° de abdução. O estudo era constituído de uma amostra de 17 sujeitos assintomáticos que foram avaliados através de observação e palpação, e cujos dados foram recolhidos recorrendo-se a medição direta entre as estruturas que marcavam as distâncias nomeadamente entre uma linha perpendicular sobre os processos espinhosos da CVe à RE, da CVe ao AI e da CVe ao ângulo do acrómio (AA). As distâncias foram investigadas por dois pesquisadores que obtiveram coeficientes de correlação intra-classe (CCI) excelentes variando entre (0,89 e 0,90). Os valores para o pesquisador 1 foram para as distâncias (com desvio padrão) entre os “pontos-chave” na posição de repouso respectivamente: CVe-AI= 9,53 (1,19) cm; CVe-RE= 8,07 (1,24) cm e entre CVe-AA= 20,71 (1,26) cm. E para o pesquisador 2: CVe-AI= 9,71 (1,26) cm; CVe-RE= 8,08 (1,11) cm e entre CVe-AA= 20,82

¹ Figura 2, legenda: RS- Raiz da Espinha da omoplata, AI- Ângulo Inferior da omoplata; T1- Apófise espinhosa da 1ª vértebra torácica; T8- Apófise espinhosa da 8ª vértebra torácica (adaptado de Guerreiro e Matias, 2007).

(1,08) cm. Aproxima-se portanto de alguns valores preditivos demonstrados no presente estudo (T'Jonck *et al.*, 1996).

Ainda num outro estudo, em que foi avaliada a posição estática da omoplata em indivíduos normais, Pontin, Stadniky, Suehara, Costa e Chamilian (2013) calcularam a distância média entre o AS e a linha média da coluna vertebral bilateralmente e os valores encontrados com desvio padrão variaram entre 9,1 (1,1) cm a 9,3 (1,3) cm no ombro direito, e entre 8,5 (1,2) cm a 9,0 (1,3) no esquerdo, com uma fidedignidade inter-observador de CCI=0,86 para o lado direito, e de CCI=0,69 para o lado esquerdo.

Em 2012, Afonso e Matias realizaram uma investigação com a intenção de contribuir para o desenvolvimento de uma metodologia de avaliação da omoplata, em que foram avaliadas a fidedignidade intra e inter-observador. Nesse estudo, os investigadores constaram de uma amostra de 20 indivíduos assintomáticos em que foram avaliadas através da recolha em dois momentos de medidas lineares a partir de 5 medidas, durante a elevação do braço no plano sagital, frontal e da omoplata em cinco diferentes amplitudes (0°, 30°, 60°, 90° e 120°).

Com maior atenção às medidas² realizadas durante a posição de repouso (0°), e aos 90° (referente à dinâmica da omoplata que será melhor explorada no próximo capítulo) de elevação do MS que são as mais relevantes para o presente estudo, a avaliação da fidedignidade intra-observador, para o observador 1, apresentou valores de moderados a aceitáveis (>0,5), uma boa quantidade de valores considerados de próximos de bom (0,7 a 0,74) e valores de bons a excelentes (>0,75) (Peterson *et al.*, 1997). Com exceção de M1 aos 90° de elevação no plano frontal que foi de 0,424. Os restantes valores apresentaram-se entre moderados a aceitáveis, e excelentes como podem ser observados na tabela 1 (Afonso & Matias, 2012). O mesmo procedimento foi realizado aferindo a fidedignidade intra-observador comparando os dois momentos de avaliação do investigador 2, em que os valores encontraram-se abaixo do aceitável apenas para a medida M4 nos 0° no plano da omoplata (0,467), e para a medida M1 aos 90° de elevação também no plano da omoplata (0,491). Os restantes valores encontraram-se todos entre moderados a aceitáveis e excelentes como pode ser visualizado na tabela 2 (Afonso & Matias, 2012; Peterson *et al.*, 1997).

² M1- RE à vertebra horizontalmente mais próxima; M2- RE à apófise espinhosa de C7; M3- AA à apófise espinhosa de T3; M4- AI à vertebra horizontalmente mais próxima; e M5- fúrcula esternal (FE) à apófise coracóide (ACo) (Afonso & Matias, 2012).

Tabela 1: Fidedignidade intra-investigador³ (adaptado de Afonso & Matias, 2012).

Medida	Plano	Amplitude	
		0°	90°
M1	Frontal	0,697	0,424
	Omolata	0,707	0,677
	Sagital	0,684	0,627
M2	Frontal	0,824	0,595
	Omolata	0,581	0,603
	Sagital	0,550	0,719
M3	Frontal	0,505	0,708
	Omolata	0,769	0,731
	Sagital	0,845	0,794
M4	Frontal	0,597	0,587
	Omolata	0,567	0,672
	Sagital	0,857	0,694
M5	Frontal	0,850	0,718
	Omolata	0,784	0,851
	Sagital	0,661	0,660

Tabela 2: Fidedignidade intra-investigador⁴ (adaptado de Afonso & Matias, 2012).

Medida	Plano	Amplitude	
		0°	90°
M1	Frontal	0,696	0,516
	Omolata	0,743	0,491
	Sagital	0,584	0,638
M2	Frontal	0,759	0,565
	Omolata	0,534	0,529
	Sagital	0,567	0,534
M3	Frontal	0,851	0,706
	Omolata	0,764	0,648
	Sagital	0,743	0,779
M4	Frontal	0,849	0,628
	Omolata	0,467	0,604
	Sagital	0,878	0,701
M5	Frontal	0,764	0,730
	Omolata	0,846	0,633
	Sagital	0,779	0,544

³ Tabela 1, legendas: Fidedignidade intra-observador- Coeficiente de correlação intra-classe (CCI) do investigador 1 entre repetições. Medidas lineares: M1- RE à vertebra horizontalmente mais próxima; M2- RE à apófise espinhosa de C7; M3- AA à apófise espinhosa de T3; M4- AI à vertebra horizontalmente mais próxima; e M5- fúrcula esternal (FE) à apófise coracóide (ACo) (Afonso & Matias, 2012).

⁴ Tabela 2, legendas: Fidedignidade intra-observador- CCI do investigador 2 entre repetições. Medidas lineares: M1- RE à vertebra horizontalmente mais próxima; M2- RE à apófise espinhosa de C7; M3- AA à apófise espinhosa de T3; M4- AI à vertebra horizontalmente mais próxima; e M5- fúrcula esternal (FE) à apófise coracóide (ACo) (Afonso & Matias, 2012).

Já no que toca a fidedignidade inter-observador, pode-se constatar que existe uma boa conformidade entre os investigadores, pois apenas para a medida M1 aos 90° no plano sagital, o valor encontrado pode ser considerado de moderado a aceitável (CCI= 0,658), estando todos os outros entre próximos de bom e excelentes como pode ser averiguado na tabela 3. Assim, é demonstrado que o método corresponde à uma fidedignidade aceitável para o estudo da posição da omoplata entre observadores (Afonso & Matias, 2012; Peterson *et al.*, 1997).

Tabela 3: Fidedignidade inter-observador⁵ (adaptado de Afonso & Matias, 2012).

Medida	Plano	Amplitude	
		0°	90°
M1	Frontal	0,921	0,749
	Omoplata	0,813	0,817
	Sagital	0,859	0,658
M2	Frontal	0,927	0,768
	Omoplata	0,807	0,797
	Sagital	0,877	0,747
M3	Frontal	0,829	0,888
	Omoplata	0,965	0,921
	Sagital	0,948	0,863
M4	Frontal	0,905	0,841
	Omoplata	0,834	0,817
	Sagital	0,920	0,920
M5	Frontal	0,974	0,793
	Omoplata	0,944	0,900
	Sagital	0,902	0,894

É de se notar portanto que não existe um consenso sobre a PIO mas que pode-se aceitar a assunção de um espectro de normalidade como mencionado por Guerreiro e Matias, (2007) tal que as variações de medidas obtidas entre os estudos⁶, podem ser parcialmente explicadas pelas variações anatómicas, estruturais e antropométricas tal como o tamanho da omoplata de sujeito para sujeito, como também, os diferentes métodos de recolha assim como os instrumentos utilizados, podem também justificar as diferenças encontradas entre os estudos (Almeida, 2006; Bellemare, Jeanneret & Couture, 2003; Guerreiro & Matias, 2007; Santos, 2013; Sobush *et al.*, 1996).

⁵ Tabela 3, legendas: Fidedignidade inter-observador- CCI entre o investigador 1 e investigador 2. Medidas lineares: M1- RE à vertebra horizontalmente mais próxima; M2- RE à apófise espinhosa de C7; M3- AA à apófise espinhosa de T3; M4- AI à vertebra horizontalmente mais próxima; e M5- fúrcula esternal (FE) à apófise coracóide (ACo) (Afonso & Matias, 2012).

⁶ Mais pesquisas são necessárias para examinar a sensibilidade destes testes em situações patológicas e avaliar as influências do sexo e da idade dos sujeitos sobre os parâmetros investigados (T'Jonck *et al.*, 1996).

2.2.2. Posição da Omoplata ao Movimento e Ritmo Escapulo-Umeral: Medidas Lineares e Angulares.

A articulação ET ou omo-costal não se constitui como uma articulação verídica, já que na mesma não possui nenhuma comunicação ligamentar ou óssea com o tórax, sendo que o único elo que permite comunicação entre tais estruturas se dá, nomeadamente, pelos músculos subescapular e grande dentado que se aderem anteriormente à omoplata e posteriormente sobre o tórax (Pascoal, 2001). Sabe-se que esta “falsa articulação omo-costal” ou “mecanismo de deslizamento escapulo torácico”, como é caracterizada por Peat (1986), por sua capacidade de permitir o deslocamento por parte da omoplata sobre o tórax em praticamente todas as direções. Portanto, os músculos axio-escapulares, mais especificamente os rombóides, angular da omoplata, trapézio e grande dentado, asseguram a estabilidade da omoplata durante o movimento, dando ênfase à notável interação entre as fibras dos rombóides que se prolongam pela união com as fibras do grande dentado ao nível do bordo interno da omoplata, onde a ação sinérgica é exercida culminando na estabilidade horizontal (Pascoal, 2001).

2.2.2.1. Movimentos da omoplata e ângulos de Euler

São descritos na omoplata os movimentos de rotação, na articulação AC e de translação, na articulação ET. Tais movimentos acompanham-se pela elevação, protração e rotação axial na clavícula, nas articulações EC e AC. A mesma se posiciona sobre o tórax formando um ângulo de cerca de 30° em relação ao plano frontal (Cartucho & Espregueira-Mendes, 2009; Kapandji, 2000).

Designam-se por movimentos de translação da omoplata, os nomeados por elevação/depressão e adução/abdução. Portanto, descrevem-se tais movimentos de deslizamento em concordância com os respectivos eixos de rotação. Dessa forma, distinguem-se movimentos de rotação interna/rotação externa no eixo vertical, bácia anterior/bácia posterior no eixo horizontal e de rotação superior/rotação inferior no eixo antero-posterior (Cartucho & Espregueira-Mendes, 2009; Kapandji, 2000; Pascoal, 2001).

O ponto de referência no qual a omoplata gira em torno dos seus eixos, nomeadamente o AA, torna-se o pivô (Roy, Moffet, Hébert, St-Vincent, & McFadyen, 2007).

Um método comumente utilizado para descrever tridimensionalmente o movimento do CAO e dos ossos que o integram, é o uso dos ângulos de Euler, que representam três

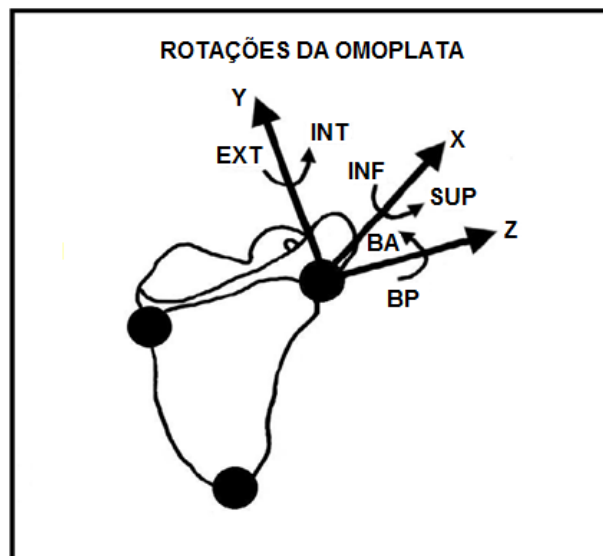
rotações sequenciais sobre eixos anatómicos. Todavia, para um determinado movimento, diferentes sequências de rotação podem teoricamente resultar em diferentes cálculos dos ângulos que são baseados em três eixos (X, Y, Z) (Kibler, 1998; van der Helm, 1997).

Em 1983, desenvolveu-se um sistema de coordenadas comum para padronizar a descrição tridimensional (3D) da biomecânica do movimento humano de uma forma clinicamente significativa e consistente (Grood & Suntay, 1983; Ludewig, Hasset, LaPrade, Camargo & Braman, 2010). Uma década depois, van der Helm (1997), descreveu um sistema padronizado para definir posições no ombro. Posteriormente, o Comité de Padronização e Tecnologia da Sociedade Internacional de Biomecânica (International Society of Biomechanics) (ISB), desenvolveu normas para padronizar o estudo acerca das articulações humanas que será melhor descrito adiante (Ludewig *et al.*, 2010; Wu *et al.*, 2005). Inicialmente, os três pontos anatómicos propostos para o sistema de coordenadas local da omoplata foram a RE, a articulação AC, e o AI (van der Helm, 1997). Muitas investigações da cinemática do ombro em 3D visam quantificar a cinemática escapular normal e sua disfunção, que usam esses marcos da omoplata como referência (Ebaugh *et al.*, 2005; Karduna *et al.*, 2001; McClure *et al.*, 2001; Ludewig & Cook, 2000; Ludewig *et al.*, 2009; van der Helm & Pronk, 1995).

Como dito anteriormente, alguns anos atrás, a ISB formou um comité que iniciou o processo de desenvolvimento de normas para relatar cinemática articular, e em parte para tratar de questões relacionadas com a seleção de sequências de ângulo Euler (Karduna *et al.*, 2000; van der Helm, 1997; Wu & Cavanagh, 1995; Wu *et al.*, 2005). O movimento da omoplata em relação ao tórax é realizado tipicamente com base nos seguintes ângulos de Euler e suas rotações: rotação superior, rotação externa e báscula posterior (Bourne, Choo, Regan, MacIntyre & Oxland, 2007; Karduna *et al.*, 2000). Todavia, de acordo com a normalização da ISB, a sequência de rotações definiu-se por: protração (+)/retração (-) (rotação interna/rotação externa) no eixo Y; rotação medial (+)/rotação lateral (-) (rotação inferior/rotação superior) no eixo X; e báscula posterior (+)/báscula anterior (-) no eixo Z, nesta ordem (Wu *et al.*, 2005).

No exemplo demonstrado na Figura 3, determina-se em quais eixos, cada movimento da omoplata é “capturado”, sendo referidas na nomenclatura portuguesa como: rotação interna/externa no eixo Y, rotação superior/inferior no eixo X e báscula posterior/anterior no eixo Z (Roy *et al.*, 2007).

Figura 3: Representação das seqüências de rotação da omoplata⁷ em torno dos eixos Y, X e Z (adaptado de Roy *et al.*, 2007).



2.2.2.2. Ritmo escapulo-umeral

A biomecânica da cintura escapular, incluindo a relação de movimento umeral com o movimento da omoplata durante elevação do braço, tem sido amplamente estudada (Gibson, Goebel, Jordan, Kegerreis & Worrel, 1995). Codman (1934) adotou o conceito cinemático de REU, entretanto, Jean Pierre Bayens (1997 citado por Pascoal, 2001) dividiu a interação entre o braço e a cintura escapular em dois conceitos, a distinção entre os movimentos da omoplata em relação ao úmero o “ritmo GU” (glenohumeral rhythm), e os movimentos da omoplata em relação ao tórax “ritmo escapulo-torácico” (scapulothoracic rhythm) que segundo Pascoal (2001), esta apresenta vantagens metodológicas na descrição em três dimensões do REU.

Alguns autores geralmente descrevem o movimento de elevação do braço com a participação da cintura escapular dividido em quatro fases (Matias *et al.*, 2006; Pascoal, 2001). A primeira fase ou fase de ajustamento (setting phase) da omoplata, seria aquela no qual o movimento ocorreria somente na GU e a cintura escapular estaria quase imóvel (Bagg & Forrest, 1988; Berme, Engin & da Silva, 1985; Dvir & Berme, 1978; Matias *et al.*, 2006; Pascoal, 2001; Saha, 1983). No estudo de Afonso e Matias, (2012) a “setting phase”

⁷ Figura 3: Representação das seqüências de rotação da omoplata em torno dos eixos Y, X e Z definidas de acordo com as recomendações da International Society of Biomechanics (ISB). Legandas: INT- Rotação interna (+), EXT- Rotação externa (-) (eixo Y); SUP- Rotação superior (-), INF- Rotação inferior (+) (eixo X); BA- Báscula anterior (-), BP- Báscula posterior (+) (eixo Z). Matriz de rotação: Y, X e Z (Roy *et al.*, 2007).

compreende-se entre os 0° aos 20,8° e que o centro de rotação da omoplata se encontra próximo da RE. Entretanto Pascoal, (2001) menciona que em estudos bidimensionais ao investigarem a rotação superior da omoplata foram identificados movimentos nos 30° iniciais da abdução do braço e de 60° durante a flexão, porém, em estudos tridimensionais, observou-se que a omoplata tende ao acompanhamento do úmero desde o início do movimento, mas que a rotação superior é a que menos se altera nos primeiros 20° a 40° de elevação. A atividade muscular principal ocorre nos músculos Deltóide e Supra-espinhoso (Afonso & Matias, 2012; Bagg & Forrest, 1988; Berme *et al*, 1985; Dvir & Berme, 1978; Inman, Sauder & Abbot, 1944; Lucas, 1973; Matias *et al.*, 2006; Pascoal, 2001).

Na segunda fase, que segundo Afonso e Matias, (2012) compreende -se entre os 20,8° a 81,8°, é onde a atividade da ET se inicia com um ratio de 3,29:1. Os principais responsáveis por esta ação são os músculos trapézio (com maior incidência nas suas fibras superiores e menor nas fibras inferiores) e grande dentado, provocando uma rotação superior da omoplata e elevação da clavícula (Bagg & Forrest, 1988; Matias *et al*, 2006).

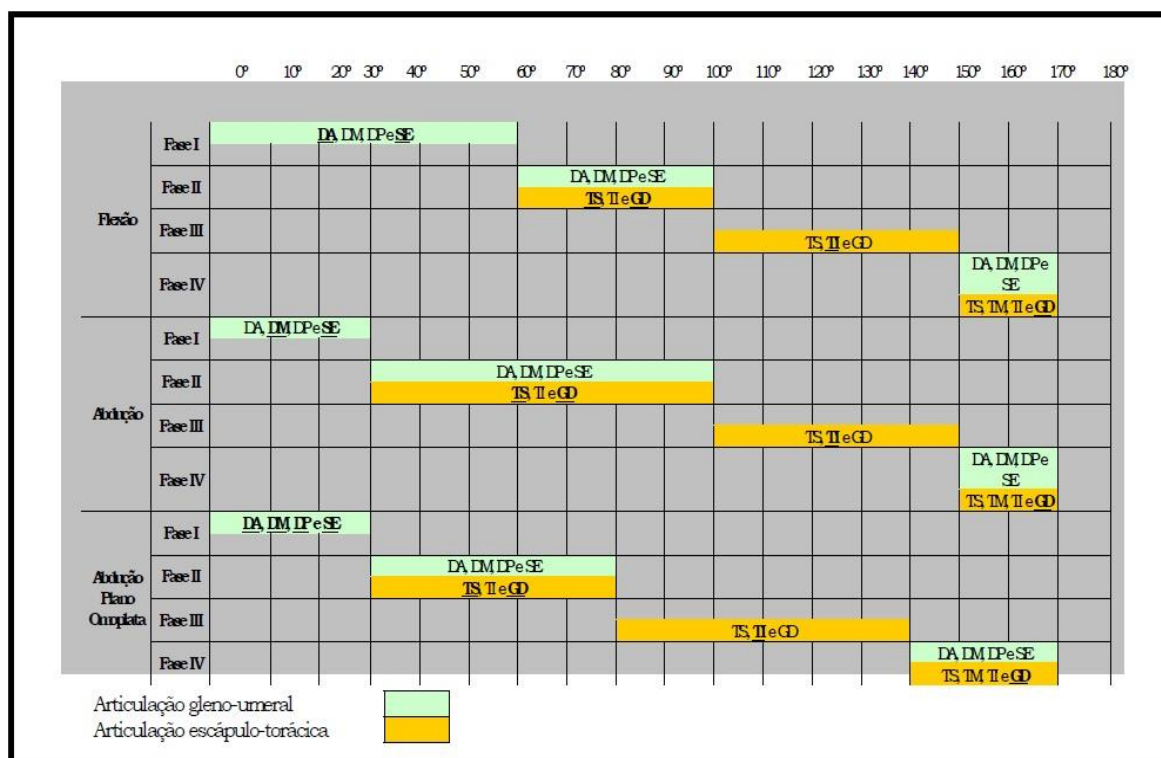
Durante a terceira fase, que de acordo com Pascoal (2001), ocorre próximo aos 90° de elevação, e como descrito por Bagg & Forrest (1988) entre 81.8° – 139.1°, com um ratio de participação da omoplata de 0.71:1, a rotação do úmero acompanha a elevação do braço (rotação externa no decorrer da elevação e gira internamente durante a flexão), e é justamente nesta fase que ocorre uma participação mais acentuada da ET, em que se promove uma rotação da omoplata que se transfere das proximidades da RE para a articulação AC (Afonso & Matias, 2012; Matias *et al*, 2006). Nesta fase ocorre uma fase de “estagnação” ou estacionária conhecida como platô (plateau) no incremento da ativação do trapézio e grande dentado, possivelmente pela ativação das fibras inferiores do trapézio (Bagg & Forrest, 1986; Matias *et al.*, 2006).

Por fim, na quarta fase onde ocorre na parte final do movimento do braço entre os 139,1° e os 170° com um ratio de 3,49:1, é onde acontece uma diminuição considerável da operação da ET (Matias *et al.*, 2006; Pascoal, 2001). No decorrer dessa fase, enquanto o grande dentado continua sua ação de promoção da rotação superior, o trapézio superior tende a situar a omoplata mais em protração e báscula anterior com seu aumento de atividade, como o braço de alavanca diminui, possivelmente indica-se que esse incremento na atividade das fibras superiores, se deve à sua função de estabilização vertical da omoplata, ficando assim responsáveis pela mobilidade os músculos trapézio inferior (cujo as fibras médias do trapézio tendem a anular a ação das de suas fibras inferiores, promovendo a rotação inferior

da omoplata) e essencialmente o músculo grande dentado, que assegura a continuidade da rotação superior da omoplata e contraria a adução resultante de ambas as fibras do trapézio (Afonso & Matias, 2012; Bagg & Forrest, 1988; Matias *et al.*, 2006; Nijls *et al.*, 2007; Pascoal, 2011).

A sequência de eventos apresentados acima com o intuito de caracterizar o REU durante a elevação do braço apresenta-se com um padrão idêntico em todos os indivíduos. Porém, a ADM varia de acordo com a fisionomia de cada indivíduo e condições mecânicas peculiares da realização da movimentação do MS (Pascoal, 2001). Na figura 4, a seguir, apresenta-se um resumo dos modelos descritivos de elevação do braço onde são demonstradas as amplitudes de movimento (em graus), as fases de elevação, os planos de movimento, as fases de participação da articulação GU e da ET, e o padrão de ativação muscular dos músculos do complexo articular do ombro pelas suas iniciais (Matias *et al.*, 2006).

Figura 4: Resumo dos modelos descritivos de elevação do braço⁸ (adaptado de Matias *et al.*, 2006).



⁸ Figura 4: Modelos descritivos de elevação do braço em 4 fases durante a flexão, abdução e abdução no plano da omoplata. Legendas: Trapézio superior (TS), médio (TM) e inferior (TI), grande dentado (GD), deltoide anterior (DA), médio (DM) e posterior (DP) e supra espinhoso (SE) (Matias *et al.*, 2006).

Por muitos anos, os investigadores têm tentado descrever a complexa gama de movimentos do ombro requerida para a manutenção da liberdade posicional da mão no espaço (McClure *et al.*, 2001).

Em 1944, Inman e colaboradores discutiram sobre as contribuições da clavícula, omoplata e úmero no movimento global do CAO. Posteriormente, algumas pesquisas aprofundaram essa contribuição inicial em especial para a descrição dos movimentos das articulações GU e ET. Estes estudos incluíram amostras maiores que as estudadas anteriormente tanto em sujeitos saudáveis como naqueles que apresentavam alguma disfunção com relação à dinâmica do ombro, o que culminou no desenvolvimento de técnicas cada vez mais aperfeiçoadas da captação destes movimentos resultando nas análises tridimensionais do movimento. É, portanto, uma base fundamental para compreender as disfunções do ombro, conhecer o movimento tridimensional do CAO, no entanto, devido à forma original e localização anatômica da omoplata, tem sido difícil o estudo destes movimentos ósseos (Karduna *et al.*, 2001; Ludewig *et al.*, 2009).

Durante o movimento dinâmico do braço, pretende-se que a omoplata se mova de forma síncrona com o úmero para fornecer congruência ideal entre o úmero e a fossa glenoidal. Esta congruência é necessária para que se estabeleçam relações adequadas de comprimento-tensão entre os músculos que agem sobre a omoplata e a cabeça do úmero (Culham & Peat, 1993; Johnson, McClure e Karduna, 2001) e para a manutenção de uma base estável para a transferência de energia cinética de proximal para distal entre os segmentos (Borsa, Timmons & Sauers, 2003; Gibson *et al.*, 1995; Kibler, 1998). Além disso, o movimento ou o posicionamento disfuncional da omoplata, especialmente nos extremos da elevação do úmero, tem sido identificado como um agente causador de condições patológicas do CAO, tais como síndrome do impacto e instabilidade da GU (Borsa, *et al.*, 2003; Kibler, 1998; Ludewig & Cook, 2000).

A utilização de um sistema de avaliação confiável e abrangente para a mecânica escapular é um desafio. Clinicamente, supõe-se que indivíduos saudáveis tendem a apresentar uma mecânica escapular simétrica enquanto naqueles acometidos por patologias, espera-se que se encontre diferenças bilateralmente ou disfunção no padrão (Kibler *et al.*, 2002). No entanto, evidências robustas que apoiem tal suposição estão em falta, já que potencialmente, a própria dominância (lado dominante) impulsiona diferenças na posição escapular (Lukasiewicz, McClure, Michener, Pratt & Sennett, 1999; Matias & Pascoal,

2006; Oyama, Myers, Wassinger, Ricci & Lephart, 2008; Uhl, Kibler, Gecewich & Tripp, 2009).

Como citado anteriormente no capítulo 2.2.1 sobre a PIO, T'Joncke colaboradores, (1996) realizaram uma investigação comparando dados relativamente às distâncias entre a omoplata na posição inicial, aos 45° de abdução e aos 90° de abdução utilizando-se dos critérios usados no teste de Kibler, (1998) e de DiVeta *et al.*, (1990), testes esses que serão melhor explanados no decorrer deste trabalho. Em uma amostra de 17 sujeitos assintomáticos, foram coletados dados de medição direta (cm) entre as distâncias da linha perpendicular sobre os processos espinhosos da CVe à RE, da CVe ao AI e da CVe ao AA, e investigadas por 2 pesquisadores que obtiveram coeficientes de correlação intra-classe (CCI) excelentes. Os valores para o pesquisador 1 foram para as distâncias (com desvio padrão) entre os “pontos-chave” na posição de 90° de abdução do MS respectivamente: CVe-AI= 10,89 (2,15) cm; CVe-RE= 4,47 (0,97) cm e entre CVe-AA= 20,62 (1,12) cm. E para o pesquisador 2: CVe-AI= 1,74 (2,04) cm; CVe-RE= 4,39 (0,7) cm e entre CVe-AA= 20,63 (1,16) cm, sendo estas as medidas lineares obtidas através das rotações da omoplata encontradas para a abdução a 90° (T'Jonck *et al.*, 1996). Fora este, os demais estudos apresentados a seguir tiveram como objetivo avaliar somente em medidas angulares.

Em 2001, McClure e colaboradores realizaram um estudo com o objetivo de descrever os padrões de movimento da omoplata em 3 dimensões durante os movimentos dinâmicos do ombro. Neste mesmo estudo, os autores desenvolveram uma tabela (Tabela 4) na qual fora apresentado o resumo de rotações da omoplata, medidos por vários autores.

Tabela 4: Resumo de rotações da omoplata medidas por vários autores em diferentes planos de elevação e em diferentes amplitudes⁹ (adaptado de McClure *et al.*, 2001).

Autores	Métodos	Amplitude de movimento	Média das rotações da omoplata
Inman <i>et al.</i> , (1944)*	Radiografias 2D	Flexão 30°-150° PF abd 30°-150°	50° Rotação superior 40° Rotação superior
Doody <i>et al.</i> , (1970)*	Goniometria 2D	PO abd 5°-176°	59° Rotação superior
Poppen & Walker, (1976) †	Radiografia 2D	PO abd 0°-150°	54° Rotação superior 40° Bâscula posterior (“twisting”)
Kondo <i>et al.</i> , (1984)*	Dupla radiografia 3D	PO abd 0°-max	60° Rotação superior 24° Bâscula posterior 8° Rotação interna (“bâscula medial”)
Bagg & Forrest, (1988) †	Fotografias 2D	PO abd 0°-168°	64° Rotação superior
Johnson <i>et al.</i> , (1993)*	Digitalizador eletromagnético 3D, (estático)	PF abd 0°-120°	32° Rotação superior 9° Bâscula posterior‡ 6° Rotação interna (“protração”)
McQuade <i>et al.</i> , (1995)	Digitalizador eletromagnético 3D, (estático)	PO abd 0°-135°	32° Rotação superior 31° Bâscula posterior 67° Rotação interna§
van der Helm & Pronk, (1995)*	Digitalizador eletromecânico 3D, (estático)	Flexão 0°-180° PF abd 0°-180°	60° Rotação superior 30° Bâscula posterior -25° Rotação interna (“retração”) 60° Rotação superior 30° Bâscula posterior -25° Rotação interna (“retração”)
Ludewig <i>et al.</i> , (1996)*	Digitalizador eletromecânico 3D, (estático)	PO abd 0°-140°	34° Rotação superior 15° Bâscula posterior -13° Rotação interna
Meskers <i>et al.</i> , (1998)*	Digitalizador eletromecânico 3D, (quase-estático)	Flexão 0°-150° PF abd 0°-150°	58° Rotação superior 24° Bâscula posterior‡ 0° Rotação interna (“protração”) 60° Rotação superior 13° Bâscula posterior‡ 3° Rotação interna (“protração”)
McClure <i>et al.</i> , (2001)*	3D varrimento eletromagnético contínuo	Flexão 16°-153° PO abd 11°-147°	46° Rotação superior 31° Bâscula posterior -26° Rotação interna 50° Rotação superior 30° Bâscula posterior -24° Rotação interna

No estudo de McClure e colaboradores (2001), estes autores descreveram os padrões de movimento da omoplata em três dimensões com o uso de uma técnica de medição direta, realizada pela inserção de dois pinos ósseos de 1,6 mm cada na RE em uma amostra de 8 voluntários saudáveis (cinco homens, três mulheres). Um pequeno sensor de movimento, tridimensional foi fixado aos pinos previamente fixados na omoplata, e outros sensores também foram anexados à coluna torácica (T3) com fita adesiva e ao úmero com uma braçadeira especialmente projetada, e o sistema de rastreamento eletromagnético usado foi o

⁹ Tabela 4- legendas: *Os valores representam a excursão total = elevação máxima – posição de repouso. † Incerto se estes valores representam a excursão total ou a posição absoluta na elevação máxima. ‡ Incerto se estes valores representam a bscula anterior ou posterior. § Incerto se estes valores representam a rotação interna ou externa. 2D- Bidimensional; 3D- Tridimensional; PF abd- Abdução no plano frontal; PO abd- abdução no plano da omoplata; max- Máximo; int- Interna (McClure *et al.*, 2001).

*Polhemus 3Space Fastrac*¹⁰. Durante elevação ativa plano da omoplata, a rotação superior obteve um valor médio e desvio padrão = 50° (4,8°), báscula posterior em torno de um eixo médio-lateral =30° (13,0°), e rotação superior em torno de um eixo vertical =24° (12,8°). Segundo os dados apresentados em gráficos neste estudo, os valores encontrados não podem ser relacionados à posição inicial da omoplata, tendo em vista que começam a ser relatados a partir dos 4° ou 5°. Contudo, os valores referidos na amplitude de 90° aproximaram dos 35° para a rotação superior, 34° para a rotação externa e 36° para a báscula posterior, todos durante a observação da abdução no plano da omoplata, e para a flexão no plano sagital, os valores encontrados foram aproximadamente de 10° para a báscula da omoplata, 41° para a rotação superior e de -42° para a rotação externa (McClure *et al.*, 2001).

O ratio médio da GU em relação ao movimento ET no estudo de McClure e colaboradores, (2001) foi de 1,7:1. Segundo o estudo, o movimento escapular normal consiste em rotações substanciais em torno de 3 eixos, e não somente da rotação superior. Assim, compreender o movimento escapular normal, pode auxiliar na identificação de movimentos anormais associados a várias doenças do ombro (McClure *et al.*, 2001).

Dez anos depois, Yano *et al.*, (2010) desenvolveram também um estudo com o intuito de analisar o REU em uma amostra saudável para averiguar a rotação da omoplata em graus durante a elevação do MS, além de observar se o movimento da omoplata era uniforme ou semelhante entre os indivíduos da amostra. Também nesta investigação foi compilada uma série de estudos anteriores que continham dados acerca da posição angular média da omoplata durante a elevação do MS em uma amplitude de 120° no plano da omoplata como é demonstrado na tabela 5 apresentada a seguir (Yano *et al.*, 2010).

¹⁰ O Polhemus 3Space Fastrak, Colchester, Vt, é utilizado para a determinação da posição e orientação espacial de um sensor relativamente a uma fonte, utilizando o princípio da tecnologia de um campo magnético de baixa frequência. A análise de medidas angulares pode ser feita com base nos ângulos de Euler. O sistema foi desenhado para ser bastante preciso e de fácil utilização, o que é uma ferramenta útil na investigação em cinesiologia (Pomianowski, 2001).

Tabela 5: Rotações da omoplata no plano da omoplata apresentada por vários autores em 120° de elevação do braço (adaptado de Yano *et al.*, 2010).

Autores	Métodos de recolha	Média dos movimento da omoplata (°)		
		Rotação interna	Rotação superior	Báscula posterior
Freedman & Munro, (1966)	Radiografias 2D, em pé, estático	NA	49	NA
Poppen & Walker, (1976)	Radiografias 2D, em pé, estático	NA	42	NA
Bagg & Forrest, (1988)	Câmara de alta velocidade 2D, em pé, estático	NA	44	NA
Ludewig <i>et al.</i> , (1996)	Digitalizador eletromecânico 3D, sentado, dinâmico (elevação 140°)	20	36	7
Lukasiewicz <i>et al.</i> , (1999)	Digitalizador eletromecânico 3D, em pé, dinâmico	43	38	37
Graichen <i>et al.</i> , (2000)	Ressonância Magnética 3D, decúbito dorsal, estático	27	36	16
McClure <i>et al.</i> , (2001)	Digitalizador eletromecânico 3D, em pé, dinâmico	43	38	37
Dayanidhi <i>et al.</i> , (2005)	Digitalizador eletromecânico 3D, em pé, dinâmico	8	29	7
Bourne <i>et al.</i> , (2007)	Digitalizador eletromecânico 3D, em pé, dinâmico	27	49	44
Yano <i>et al.</i> , (2010)	Digitalizador eletromecânico 3D, em pé, semi-dinâmico	35	31	28

2D- Bidimensional; 3D- Tridimensional; NA- não aplicado.

O estudo de Yano e colaboradores, realizado em 2010, avaliou a posição inicial da omoplata durante a elevação e extensão do MS em uma amostra de 21 sujeitos sem disfunção do CAO. No mesmo, foi utilizado um sistema de análise de movimento tridimensional computadorizada chamado *MAC 3D system*¹¹ para realizar a avaliação da posição angular da omoplata. Os autores concluem que os resultados obtidos na investigação mostraram que na amostra estudada foram apresentados dois diferentes tipos de REU sem qualquer relação entre o MS dominante. Durante o início da execução da elevação do braço, os investigadores observaram que em determinados indivíduos a rotação superior da omoplata se mostrava

¹¹ O analisador de movimento tridimensional computadorizado (MAC System 3D, Motion Analysis, Santa Rosa, CA), usado neste estudo, utiliza um sistema composto por 6 câmaras de captura infra-vermelho sincronizadas em circunferência a uma curta distância em torno do sujeito examinado. A captura de dados é realizada a uma frequência de 50 Hz. Os pontos de recolha são identificados utilizando pequenos marcadores refletivos (0,9 cm de diâmetro; Motion Analysis) e posicionados anatomicamente em: ACo, AA, base da RE, epicôndilo e epitroclea do úmero, e nas apófises espinhosas de T2, T7 e L5. (Yano *et al.*, 2010).

mais expressiva (tipo escapular) e no restante da amostra não havia tal ênfase acentuada no movimento escapular durante a rotação superior, denominada de tipo gleno-umeral (vinte e um dos 42 ombros foram classificados com o tipo GU e 21 foram classificados como ET).

Utilizando o protocolo proposto por van der Helm e Pronk (1995), as médias da posição da omoplata na posição inicial foram de $5,4^\circ (\pm 0,7^\circ)$ para a rotação superior, $9,6^\circ (\pm 3,9^\circ)$ para a báscula posterior, e de $33,1^\circ (\pm 8,7^\circ)$ para a rotação interna. Os ângulos formados a partir do úmero e da espinha da omoplata foram ambos definidos em 0° (posição de repouso). A média do ângulo máximo de rotação superior, ângulo de rotação interna, e o ângulo para báscula posterior foram de $37,6^\circ (\pm 7,2^\circ)$, $37,9^\circ (\pm 6,5^\circ)$, $36,8^\circ (\pm 12,2^\circ)$, respectivamente, para MS dominante, e estes ângulos para MS não dominante foram de $44,8^\circ (\pm 6,8^\circ)$, $39,5^\circ (\pm 5,9^\circ)$, $37,1^\circ (\pm 12,0^\circ)$, respectivamente (Yano *et al.*, 2010). Médias foram identificadas em 60° para rotação superior a aproximadamente 10° , para a báscula posterior a 6° e para rotação interna a 25° ; e identificados em 120° para rotação superior a 32° , para a báscula posterior a 29° e para rotação interna em aproximadamente 35° , todos estes em flexão no plano da omoplata, no entanto, os valores citados (Yano *et al.*, 2010) não serão em sua maioria úteis ao corrente trabalho, ficando aproveitável para este apenas a posição inicial (0°) da omoplata mencionada acima como pode ser visto na tabela 6. No estudo de Yano e colaboradores (2010), os dados referem-se a ângulos absolutos, da posição inicial (0°) ao fim da ADM, sendo assim difícil comparar este a outros estudos em que a posição inicial foi averiguada em ângulos (este apenas denomina o 0° partindo do úmero e da omoplata, não tendo em conta o real posicionamento angular inicial) e que as medidas relativas entre a posição inicial e final fossem mensuradas (Afonso & Matias, 2012; Yano *et al.*, 2010).

Tabela 6: Valor médio para a posição angular da omoplata na posição inicial (adaptado de Yano *et al.*, 2010).

Plano da Omoplata	Rotação Interna	Rotação Superior	Báscula Posterior
0°	$33,1^\circ \pm 8,7^\circ$	$5,4^\circ \pm 0,4^\circ$	$9,6^\circ \pm 3,9^\circ$

A comparação de dados entre estudos é difícil por conta de várias diferenças metodológicas importantes (McClure *et al.*, 2001). Essas diferenças incluem o movimento específico do MS estudado (isto é, o plano de elevação e o método de medição do movimento), a análise estática versus análise do movimento dinâmico, posição do tronco e do grau de estabilização, o tipo e número de indivíduos, e as diferentes técnicas de medição.

Além dos diferentes instrumentos utilizados para obter medições, muitos outros fatores afetam os resultados quando o movimento da omoplata é estudado. Estes incluem a escolha de pontos ósseos utilizados para criar o sistema de coordenadas local, o método utilizado para calcular os ângulos e descrever o movimento (ou seja, as projeções planas, ângulos de Euler, eixo helicoidal), a escolha de um quadro de referência fixo (várias definições torácicas ou um sistema de coordenadas global que utiliza as referências verticais e horizontais puras), e os métodos específicos utilizados para reduzir e apresentar os dados, tais como se a posição de repouso é tomada como zero ou é dado um valor com base numa posição definida anatomicamente como “zero”. Além disso, várias proporções foram utilizadas para caracterizar movimento do REU. Dadas estas diferenças, não é de estranhar a variação existente na literatura relativa à cinemática escapular como observado nas tabelas 4 e 5 (McClure *et al.*, 2001; Yano *et al.*, 2010).

Segundo McClure *et al.* (2010), a maioria dos estudos parecem assumir uma posição de 0° a partir do úmero, enquanto outros realmente tentam medir a posição de repouso que é tipicamente, maior do que zero, como é o caso do estudo de Guerreiro e Matias (2007) que avaliam a posição angular da omoplata na posição inicial, no qual os valores médios encontrados para a posição de repouso da omoplata foram de 32,74° para a protração, 4,32° para a báscula anterior e 11,02° para a rotação superior (Tabela 7).

Tabela 7: Posição de repouso da omoplata (adaptado de Guerreiro & Matias, 2007).

Plano da Omoplata	Rotação Interna	Rotação Superior	Báscula Anterior
Repouso (0°)	32,74°	11,02°	4,32°

Outras investigações avaliaram de maneira mais “segmentada” a posição inicial da omoplata, medindo assim a sua posição tridimensional. Em 2003, um estudo realizado por Borsa e colaboradores, teve-se como objetivo avaliar os padrões de posicionamento da omoplata utilizando uma técnica de medição estática numa amostra de 27 indivíduos saudáveis. Nesta investigação foram avaliados os valores médios para a rotação superior e inferior onde utilizou-se o protocolo de Johnson *et al.*, (2001) numa gama de movimentos subdividida em diferentes amplitudes angulares de elevação do úmero¹², nomeadamente 0° (PIO), 30°, 60°, 90° e 120°, no qual a recolha dos dados foi realizada com a utilização de um

¹² Uma barra de 2,13 m foi usada para guiar a elevação do úmero. Um goniômetro padrão de plástico foi utilizado para medir isoladamente os movimentos de rotação interna e externa e abdução do úmero (Borsa *et al.*, 2003).

inclinómetro digital Saunders (Saunders Digital Inclinometer)¹³, em que a posição escapular foi medida pela localização da raiz da espinhada da omoplata e face posterior do acrómio por palpação. Os valores obtidos para o teste foram diferenciados como positivos (+) para a rotação superior e negativos (-) para a rotação inferior e foram demonstrados com desvio padrão respectivamente em duas recolhas que apresentaram-se com CCI intra-observador variando entre 0,89 a 0,96. Na primeira os valores apresentados foram: 0°= -2,86° (6.29°); 30°=-6,19° (6.23°); 60°= 2,35° (5.38°); 90°= 8° (4.52°) e 120°= 18,1° (4.84°). Já na segunda os valores médios obtidos foram: 0°= -3,97° (7,92°); 30°= -7,96° (8,16°); 60°= 0,06° (7.18°); 90°= 8,63° (4,35°) e 120°= 19,39° (4.11°), todavia, serão úteis para este estudo somente os valores referentes ao 0° e aos 90° de amplitude (Tabela 8).

Tabela 8: Valores médios da posição angular da omoplata durante a flexão nas rotações superiores e inferiores (adaptado de Borsa *et al.*, 2003).

Flexão (plano da omoplata)	Rotação inferior (-)/Rotação superior (+)
0°	-2,86° a -3,97°
90°	8° a 8,63°

Foi realizado um estudo por Meskers, van de Sande e Groot em 2007, no qual estes autores avaliaram a posição angular da omoplata com uma técnica não invasiva de varredura eletromagnética tridimensional usando um *Flock of Birds*¹⁴, (FOB), *Ascension Technology* e com o objetivo de fazer uma comparação de dados angulares usando um *scapulocator*¹⁵ e um sensor previamente fixado no acrómio posteriormente em diferentes ângulos de elevação da omoplata (30°, 50°, 70°, 90°, 110° e 130°) no plano frontal e sagital em 8 sujeitos assintomáticos cumprindo o protocolo proposto por Wu *et al.* (2005). Porém, devido ao deslizamento, e o comportamento da omoplata sob a pele, somente os marcadores posicionados sobre a articulação AC e o AA, podem ser considerados como tendo uma posição estável em relação à sua referência correspondente durante o movimento (Šenk &

¹³ O Inclinómetro Digital Saunders (The Saunders Group Inc, Chaska, MN) foi modificado para adaptar-se uniformemente à espinha da omoplata (Borsa *et al.*, 2003; Johnson *et al.* 2001). (Ver cap. 2.3.2.9).

¹⁴ Avalia posições e orientações tridimensionais no espaço através de um varrimento eletromagnético realizado por sensores que trocam dados por meio de campos eletromagnéticos ortogonais a um transmissor, e que podem oferecer até 6 graus de liberdade (6DOF) (Kindratenko, 2001; Carvalho, Sousa & Machado, 2009). (Ver cap. 3.4.2).

¹⁵ Constitui-se por um dispositivo com duas hastes acrílicas que articulam-se por meio de um parafuso (ajustável). Em três das extremidades das hastes encontram-se ponteiros que possibilitam um contacto com 3 referências ósseas (AA, AI e RE) ajustados manualmente (Guerreiro & Matias, 2007; Meskers *et al.*, 2007).

Chêze, 2010). Por se tornarem demasiado discrepantes os graus de elevação avaliados do estudo de Meskers *et al.* (2007), com o objetivo deste, se aproveitará somente a recolha feita com o *scapulocator* na amplitude de 90° de elevação do braço que foi de: 42° graus para a protração, 25° para a rotação externa e de -8° para a báscula posterior no plano sagital, e de 25° para a protração, 40° para a rotação externa e -3° para a báscula posterior, no plano frontal como pode ser observado na Tabela 9 (Meskers *et al.*, 2007).

Tabela 9: Valores angulares médios da omoplata durante os movimentos de flexão no plano sagital e abdução no plano frontal (adaptado de Meskers *et al.*, 2007).

Planos	Amplitude	Rotação Interna	Rotação Externa	Báscula Posterior
Plano Frontal (Abdução)	90°	25°	40°	-3°
Plano Sagital (Flexão)	90°	42°	25°	-8°

Em uma investigação de Roy *et al.* (2007), os pesquisadores desenvolveram um estudo no intuito de avaliar as atitudes (movimentos) tridimensionais da omoplata em que foram recolhidas as medidas por duas vezes distintas (teste e reteste intercalados por uma semana) em quinze indivíduos saudáveis e oito indivíduos com síndrome do impacto do ombro (total de 23 indivíduos), em três posições do MS (posição de repouso, aos 70° de flexão e 90° de abdução do úmero) através do Sistema de Sondagem Optotrak (Optotrak Probing System¹⁶) na medição da posição angular da omoplata, baseados também no protocolo de Wu *et al.* (2005).

Foram utilizados dois métodos diferentes de cálculo tridimensional do movimento escapular: em relação à posição da omoplata em repouso e em relação ao tronco, observando-se a fidedignidade intra e inter observador (Roy *et al.*, 2007). No estudo em questão, os valores avaliados em graus (rotação da omoplata) durante a elevação do MS eram semelhantes aos investigados neste estudo, com exceção aos 70°, portanto, será apresentado o valor de 0° (repouso) e de 90° de elevação do MS no plano frontal (Tabela 10), sendo os valores para 0° respectivamente: -1,1° para a rotação superior; -31° para a rotação externa e

¹⁶ Optotrak Probing System (Northern Digital Inc., Waterloo, Ontário, Canada) Este acessório de sondagem é ligado a um corpo rígido retangular incorporando seis transmissores de infravermelhos usada para definir as coordenadas da ponta da sonda, e, portanto, as coordenadas de qualquer ponto em contato com ele. Os marcos sondados pelos avaliadores foram: AA, AI, RE, epicôndilo e epitróclea, terço médio superior do braço (inserção do deltoide), apófise espinhosa de C7 e espinha ilíaca pósterio superior (EIPS) bilateralmente (Roy *et al.*, 2007).

-9,2° para a báscula anterior. E para 90°: -27° para a rotao superior, -19,1° para a rotao externa e -1,6° para báscula anterior (Roy *et al.*, 2007).

Tabela 10: Valores angulares médios durante a abduo no plano frontal (adaptado de Roy *et al.*, 2007).

Planos	Amplitude	Rotao Interna (+) Rotao Externa (-)	Rotao Inferior(+) Rotao Superior(-)	Bscula Anterior(+) Bscula Posterior (-)
Plano Frontal (Abduo)	0°	-38,8°	-1,1°	-9,2°
	90°	-19,1°	-27,5°	-1,6°

Em uma investigao mais recente, Ludwig e colaboradores (2010) compararam entre os métodos padro originais e atuais recomendados pela ISB de descries para as rotaes tridimensionais da omoplata durante a elevao do úmero no plano da omoplata, dentre estes o protocolo de Wu, *et al.* (2005) e o de normalizao de van der Helm (1997), e examinaram a prevalência de *gimbal-lock* durante o movimento escapular em relao ao movimento do MS utilizando o recurso de varrimento eletromagnético no invasivo FOB na recolha cinemática.

Os investigadores constaram de uma amostra de 11 sujeitos saudáveis e as recolhas realizadas foram feitas em 5 posies de elevao do MS (0°, 30°, 60°, 90° e 120°), contudo, utilizaram-se na recolha apenas dos dados relativos às posies iniciais (0°) e a 90° de elevao (Tabela 11). Os valores descritos no estudo foram de 41° para rotao interna; 5° para rotao inferior e - 14° para a báscula anterior na posio de repouso (0°), enquanto durante a elevao a 90°, os valores foram de: 37° para rotao interna; -35° para rotao superior e -2,5° para báscula anterior (Ludwig *et al.*, 2010).

Tabela 11: Valores angulares médios da omoplata durante o movimento de flexo no plano da omoplata (adaptado de Ludewig *et al.*, 2010).

Planos	Amplitude	Rotao Interna	Rotao Superior (-) Rotao Inferior (+)	Bscula Posterior (+) Bscula Anterior (-)
Plano da Omoplata (Flexo)	0°	41°	5°	-14°
	90°	37°	-35°	-2.5°

Dentre todos os estudos mencionados, o que mais se assemelhou ao presente estudo do ponto de vista da recolha das medidas angulares (instrumentao), foi o de Ludewig *et al.* (2009).

Na investigação de Ludewig e colaboradores (2009), os mesmos descrevem que anteriormente outros estudos avaliaram o movimento do ombro e que até o momento nenhuma análise tridimensional comparando o movimento clavicular, da omoplata, e do movimento do úmero durante a elevação do braço havia sido feita. O seu objetivo foi portanto, descrever e comparar a dinâmica tridimensional do movimento do CAO durante a elevação e o abaixar do MS em três planos distintos (plano sagital, plano da omoplata, e plano frontal). As medidas foram coletadas com a utilização do *Flock of Birds* FOB através de fixação de pinos ósseos no úmero, omoplata e clavícula, na busca por uma abordagem avaliativa mais fidedigna do método, em uma amostra de 12 indivíduos sem alterações patológicas relativamente ao CAO (assintomáticos). Os resultados dessa recolha serão melhor apresentados através da tabela 12.

Tabela 12: Valores angulares médios durante o movimento de flexão no plano da omoplata, flexão no plano sagital e abdução no plano frontal (adaptado de Ludewig *et al.*, 2009).

Planos	Amplitudes	Rotação Interna	Rotação Superior (-) Rotação Inferior (+)	Báscula Anterior (-) Báscula Posterior (+)
Plano da Omoplata (Flexão)	0°	41.1°	+5.4°	-13.5°
	90°	39°	-34.4°	-2.8°
Plano Sagital (Flexão)	90°	47.8°	-32.9°	-1.4°
Plano Frontal (Abdução)	90°	30.8°	-36.5°	-2.1°

Vários autores tentam realizar estudos no intuito de averiguar o posicionamento angular da omoplata, porém, a comparação de dados entre estudos como os demonstrados acima, é difícil por conta de várias diferenças metodológicas importantes (Karduna *et al.*, 2001; McClure *et al.*, 2001).

Até o presente momento, não há normalização sobre o posicionamento linear ou angular escapular em indivíduos saudáveis durante o repouso nas mesmas posições e nos mesmos planos, assim como não existe um método que tenha aplicação clínica capaz de fornecer medidas relacionadas à real cinemática escapular, portanto, fala-se em um espectro de normalidade. Torna-se assim importante mencionar, que a comparação direta dos dados e resultados demonstrados é impossível, por consequência da diferença entre os protocolos de avaliação e da metodologia utilizada em cada investigação (Afonso & Matias, 2012; Guerreiro & Matias, 2007; Karduna *et al.*, 2001; McClure *et al.*, 2001; Pontin *et al.*, 2003).

2.3. Impacto das discinesias e disfunções do Complexo Articular do Ombro no movimento da omoplata

A dor no CAO e as disfunções associadas à articulação GU são condições comuns e debilitantes. Os problemas mais frequentes incluem a síndrome do impacto (impingement), capsulite adesiva, instabilidade articular da GU, doenças da coifa dos rotadores associadas ou não a tendinopatias. Assim, com a exceção de capsulite adesiva, a maioria destas queixas do ombro estão relacionadas às atividades profissionais ou atléticas que envolvem o uso frequente do braço acima do nível do ombro (Ludewig & Reinolds, 2009; Roy *et al.*, 2007).

Há uma quantidade crescente de estudos na literatura associando a cinemática ET que apresente disfunção, com uma variedade de patologias do ombro (Njis *et al.*, 2007). A cinemática disfuncional da omoplata foi identificada em populações com síndrome do impacto do ombro, (DePalma & Johnson, 2003; Roy *et al.*, 2007) tendinopatia e lesões da coifa dos rotadores, instabilidade do ombro, e capsulite adesiva (Ludewig & Reinolds, 2009).

A discinesia escapular tem sido relatada em até 68%-100% de pacientes com lesões de ombro, incluindo a instabilidade GU, disfunções da coifa dos rotadores, e das lágrimas do labrum. Assim, acredita-se que a discinesia escapular está diretamente relacionada com a patologia ombro (Huang, Huang, Wang, Tsai & Lin, 2014).

O termo discinesia escapular, pode ser interpretado como uma série de alterações que reduzam ou limitem a eficiência do MS em realizar suas capacidades funcionais que podem ser causadas por um mal controle dos movimentos e estar associadas a patologias como instabilidades, lesões da GU ou síndrome do conflito sub-acromial (SCSA) tanto no repouso quanto em funcionamento. No entanto, a designação de discinesia embora indique a presença de uma alteração é um termo de significado demasiado amplo, o que gera dificuldades na compreensão, categorização e na comunicação entre clínicos e investigadores sobre o envolvimento da omoplata em um eventual caso de disfunção (Afonso & Matias, 2012; Kibler *et al.*, 2002).

Diversas técnicas foram criadas para quantificar objetivamente a discinesia escapular: avaliação visual, medição de deslocamento da omoplata no tronco (Sobush *et al.*, 1996), avaliação 3-dimensional eletromagnética (Lukasiewicz *et al.*, 1999; McClure *et al.*, 2001), topografia de Moiré, medições lineares da omoplata e do tronco, entre outras, só fornecem informação estática sobre a posição escapular em um ponto no espaço. As técnicas

mais dinâmicas exigem equipamentos que não estão prontamente disponíveis no ambiente clínico. Isso deixa o clínico com ferramentas limitadas no intuito de formalizar normas para a discinesia da omoplata de maneira adequada (Ludewig & Reynolds, 2009; Pascoal, 2001).

Tendo em conta as possíveis anomalias possam ser encontradas nos movimentos da omoplata, Kibler e McMullen (2003) categorizaram os padrões de discinesia nos movimentos ET em três diferentes classificações em relação aos três planos de movimento.

Segundo ele, observa-se no Tipo 1 um incremento na protuberância do AI da face medial da omoplata; no Tipo 2 vê-se um aumento na protuberância de todo o bordo interno da omoplata; e no Tipo 3 um aumento da protuberância do bordo interno da omoplata superiormente, assim como um aumento do deslizamento superior da mesma (Kibler *et al.*, 2002; Kibler & McMullen, 2003; Miana *et al.*, 2009).

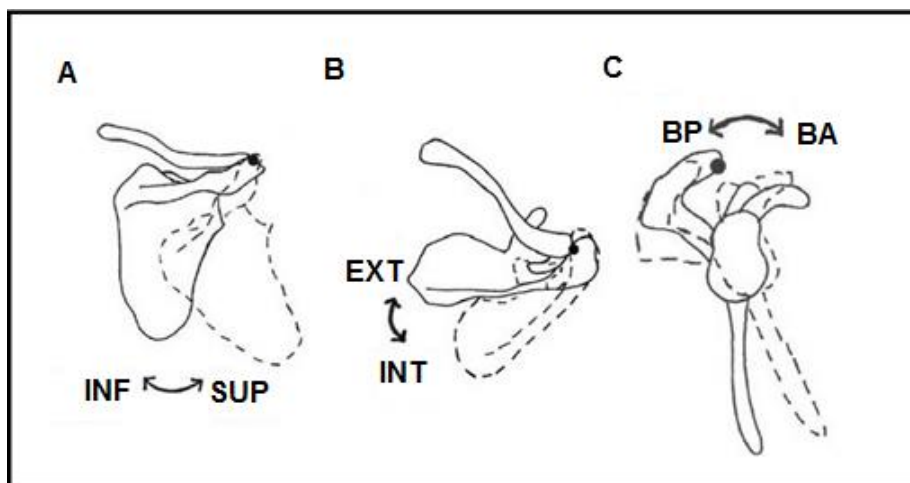
O estudo de Miana *et al.* (2009) relaciona os tipos 1 e 2 com lesões do labrum da GU e as do tipo 3 à síndrome do impacto e lesões da coifa dos rotadores. Todavia, apesar deste se enquadrar numa metodologia simples e de execução prática na avaliação clínica, o método tem limitações por conta de sua natureza qualitativa, e pela dificuldade em classificar apenas pela orientação visual, os movimentos ET nos três planos de movimento (Miana *et al.*, 2009).

O componente muscular do ombro também mostra-se como possível causador de disfunções na interação ET (Nijs *et al.*, 2007). A posição e o controle da omoplata com relação ao tórax durante o movimento é um componente crítico da função normal do ombro.

A rotação superior é o movimento ET predominante. Durante a elevação do braço, a omoplata deve girar para cima (rotação superior) de forma síncrona, realizar a bácia posterior sobre tórax (Figura 5) e girar externamente para elevar o acrómio e limpar o espaço sub-acromial para assim evitar o conflito (Ludewig & Cook, 2000).

O movimento da omoplata no que diz respeito às mudanças no ângulo de rotação interna, mostra maior variabilidade entre os indivíduos, investigações, planos de elevação, e pontos na escala de movimento da elevação. Ligeiros aumentos na rotação interna da omoplata podem ser normais no início a faixa de elevação do braço em abdução no plano escapular. Sobre a rotação contrária, é geralmente aceite que a faixa final da elevação em indivíduos saudáveis envolve alguma rotação externa da articulação ET, embora os dados disponíveis sejam limitados (Ludewig & Reynolds, 2009).

Figura 5: Demonstração dos movimentos realizados pela omoplata¹⁷ (adaptado de Ludewig & Reynolds, 2009).



Potenciais mecanismos que contribuem para a cinemática disfuncional da articulação ET incluem dor, rigidez dos tecidos moles, desequilíbrios de ativação ou de força muscular, fadiga muscular e a postura relacionada à coluna torácica (Michener, McClure & Karduna, 2003).

O estudo da ativação muscular em pacientes com e sem disfunção é o fator mais comumente investigado na literatura, mas as alterações na atividade muscular geralmente não são diretamente ligadas às alterações cinemáticas do movimento ET. Em indivíduos com síndrome do impacto ou disfunção do ombro, por exemplo, uma menor ativação muscular do grande dentado e maior ativação trapézio superior foram encontrados em sujeitos com rotação superior e bascula posterior diminuídas bem como uma maior elevação da omoplata¹⁸. (Ludewig & Cook, 2000; Ludewig & Reynolds, 2009).

Uma redução nos padrões de ativação do grande dentado, podem ser críticos em contribuir para uma bascula posterior e rotação superior diminuídas à observação. A ativação aumentada do trapézio superior é provavelmente o contributo para a maior elevação da omoplata. Várias outras investigações fornecem suporte para a premissa de que uma menor ativação do grande dentado e/ou maior ativação do trapézio superior em uma variedade de

¹⁷ Figura 5, legendas: A- SUP- Rotação superior, INF- Rotação inferior; B- EXT- Rotação externa, INT- Rotação interna; C- BA- Bâscula anterior, BP Bâscula posterior (Ludewig & Reynolds, 2009).

¹⁸ A função do sistema muscular é a de proporcionar uma estabilização articular por meio do controle da rigidez (stiffness) dos músculos. Neste sentido, as porções musculares que realizam tal controle tem a necessidade de serem recrutadas antes da realização do movimento. A estabilização da ET é fornecida portanto, através da co-ativação do músculo trapézio e grande dentado, e o deterioramento dos padrões de recrutamento motor, possivelmente influenciam no funcionamento desses músculos (Marto *et al.*, 2007).

populações, que têm correlação com dor no ombro em nadadores, ombro congelado, instabilidade GU anterior, síndrome do impacto em sujeitos com diversas patologias da articulação GU, embora ainda não exista um consenso sobre se a alteração posição da omoplata é influenciada pela dor, ou se a dor é causada pela posição da omoplata (Afonso & Matias, 2012; Ludewig & Reinolds, 2009; Nijs *et al.*, 2007).

Significativamente uma protração menos eficiente também foi identificada em sujeitos com síndrome do impacto, porém, em indivíduos assintomáticos, o encurtamento do pequeno peitoral age sobre a omoplata promovendo uma diminuição da bácia posterior assim como um aumento da rotação interna durante a elevação do braço, o que sugere que nem só situações “patológicas” são responsáveis por alterações nos padrões de movimento (Ludewig & Reinolds, 2009). Portanto, para compreender melhor as alterações sofridas pela posição da omoplata diante de uma alteração de origem muscular, Ludewig e Reinolds (2009) propuseram através de uma tabela (Tabela 13), quais os mecanismos e os efeitos associados diante de alterações da ativação muscular, encurtamentos de tecidos moles e a postura.

Tabela 13: Alterações da dinâmica escapular e seus mecanismos biomecânicos (adaptado de Ludewig & Reinolds, 2009).

Mecanismo	Efeitos associados
Inadequada ativação do Grande Dentado	Rotação superior e bácia posterior da omoplata diminuídas
Excessiva ativação do Trapézio Superior	Maior elevação clavicular
Peitoral Menor encurtado	Maior rotação interna e bácia anterior da omoplata
Capsula posterior da GU tencionada	Maior bácia anterior
Hipercifose torácica ou postura em flexão	Maior rotação interna e bácia anterior; menor rotação superior da omoplata

Em confirmação ao descrito na tabela acima, assume-se que tanto nas tarefas funcionais quanto em repouso, o principal contribuinte para o posicionamento da omoplata é o sistema muscular. Em eventual caso de atividade alterada (ativação muscular retardada, recrutamento ineficiente e encurtamento) os músculos da cintura escapular, provavelmente adquirirão anormalidades no funcionamento (Nijs *et al.*, 2007).

Segundo Ludewig e Reinolds (2009), só recentemente os pesquisadores começaram a estudar a cinemática escapular durante a elevação do úmero em indivíduos com capsulite adesiva ou rigidez do ombro. Alguns estudos identificaram aumentos significativos na

rotação superior da omoplata de indivíduos com esta disfunção, e mencionaram ainda, que outros estudos identificaram significativamente menos rotação superior da omoplata em indivíduos com presença de instabilidade GU, em semelhança, foi encontrada também uma maior rotação interna da omoplata (Ludewig & Reinolds, 2009).

Neste sentido, segundo Gibson *et al.* (1995) uma movimentação antecipada da omoplata no decorrer da abdução do MS o pode estar relacionada também à uma GU retraída, o que é um achado típico em sujeitos com capsulite adesiva. Assim como, um aumento na rotação superior, rotação externa, na retração clavicular e diminuição do ratio do REU, foram identificados em sujeitos submetidos a esforços repetitivos, resistência mantida na elevação do MS e com fadiga (Tsai, McClure & Karduna, 2003; Ludewig & Reinolds, 2009). Portanto, os autores organizaram um resumo dos movimentos da omoplata durante a elevação do MS em indivíduos assintomáticos e com patologias, e achados que podem ser observados na tabela 14.

Tabela 14: Resumo da cinemática escapular durante a elevação do braço em estágios. Ombros saudáveis e patológicos¹⁹ (adaptado de Ludewig & Reinolds, 2009).

Grupo	Saudável	Impingement ou doença do manguito rotador	Instabilidade da articulação GU	Capsulite adesiva
Movimento primário da omoplata	Rotação superior	Rotação superior diminuída	Rotação superior diminuída	Rotação superior aumentada
Movimento secundário da omoplata	Báscula posterior	Báscula posterior diminuída	Sem evidência de alteração consistente	Sem evidência de alteração consistente
Movimento acessório da omoplata	Rotação externa/Rotação interna	Rotação interna aumentada	Rotação interna aumentada	Sem evidência de alteração consistente
Implicações	Maximiza a ADM do ombro e espaço sub-acromial	Suposto contributo para conflito sub-acromial	Suposto contributo para uma menor estabilidade articular inferior e anterior	Perda funcional de amplitude de movimento

Alguns estudos correlacionam o movimento e a dor, com alterações da posição omoplata em indivíduos com síndrome do impacto sub-acromial como aumento da rotação interna, diminuição da báscula posterior, e diminuição da rotação superior da omoplata. Conseqüentemente, acredita-se que essas alterações do movimento escapular são creditados diminuição do espaço sub-acromial (relacionado ao encurtamento do pequeno peitoral) ao

¹⁹ Tabela 14, legendas: ADM- Amplitude de movimento (adaptado de Ludewig & Reinolds, 2009).

não se criar um “afastamento” da cabeça do úmero durante a elevação MS, resultando em um aumento de cargas de compressão sobre os tendões do manguito rotador ou cabeça longa do músculo bíceps (Borstad, 2006). Sahrman, (2002) descreveu uma quantidade significativa de quadros clínicos que estão associados a uma redução do comprimento do pequeno peitoral. Estes incluem: Síndrome do Desfiladeiro Torácico, omoplata alada e síndrome de inclinação da omoplata, síndrome de abdução escapular, síndrome de depressão escapular e síndrome de rotação inferior da omoplata (Lewis & Valentine, 2007).

De acordo com Borstad, (2006) uma diminuição no tempo de descanso do pequeno peitoral, resultaria também em um aumento na tensão passiva dos músculos durante a elevação do braço, restringindo a rotação superior da omoplata, bácia posterior, e rotação externa. Para identificar um encurtamento do pequeno peitoral em associação com estas e outras síndromes do quadrante superior, testes do comprimento muscular do pequeno peitoral e scapula índex, têm sido propostos como será visto adiante (Borstad, 2006; Lewis & Valentine, 2007).

A evidência científica denota que um papel para o posicionamento escapular defeituoso em pacientes com vários distúrbios do ombro estão se acumulando (Nijs *et al.*, 2007). Compreender como se comportam os músculos responsáveis pela movimentação do MS e sua função no REU em sujeitos sem disfunção como em sujeitos que apresentem alguma sintomatologia no CAO, com o artifício do desenvolvimento de instrumentação de medidas para monitorizar o comportamento da cintura escapular, influirá para melhoria da efetividade do trabalho do fisioterapeuta (Matias *et al.*, 2006).

Do ponto de vista clínico, parece essencial ter as habilidades necessárias para avaliar posicionamento escapular estático e dinâmico. Com base em estudos biométricos e cinemáticos, um panorama da observação do padrão de posicionamento estático e dinâmico da omoplata em pacientes com dor no ombro mesmo que com técnicas e metodologias difusas vem sendo compilado. Neste ponto, os clínicos já podem contar com alguns testes supostamente confiáveis para a avaliação do posicionamento escapular estático e dinâmico em pacientes com disfunção do CAO no ombro (Gibson *et al.*, 1995; Nijs *et al.*, 2007).

2.4. Testes de avaliação da posição e orientação da omoplata

Na literatura científica têm sido descritas muitas estratégias para a avaliação do posicionamento da omoplata. Existem técnicas mais fáceis de serem aplicadas, como as técnicas de recolha em duas dimensões, porém são menos fidedignas que técnicas que

utilizam a tecnologia de avaliação em três dimensões, contudo, estas estratégias em maior parte necessitam do uso de equipamento dispendioso e especializado (métodos de laboratório), tornando quase impossível a sua aplicação na prática clínica (McClure *et al.*, 2001; Sobush *et al.*, 1996; Struyf *et al.*, 2012).

Porém o que se verifica, é que orientações para uma avaliação válida e fidedigna do posicionamento normal e anormal da omoplata em sujeitos com e sem dor no ombro, sob o ponto de vista clínico estão essencialmente em falta, por consequência, há uma necessidade de desenvolver indicadores clínicos simples para permitir que os clínicos avaliem o comportamento cinemático da omoplata com precisão. Estes testes devem ser acessíveis, de fácil execução, confiáveis, válidos e receptivos a mudanças (Afonso & Matias, 2012; Kibler *et al.*, 2002; Nijs *et al.* 2007; Odom, Taylor, Hurd & Denegar, 2001; Struyf *et al.*, 2012).

Na intenção de simplificar os métodos de recolha acerca da localização e orientaçãoda omoplata, tanto na posição estática quanto na dinâmica, vários investigadores têm desenvolvido métodos mais “simples” baseados na coleta de informação usando-se da identificação de estruturas ósseas padrão na cintura escapular que podem ser facilmente localizadas através da palpação, o que já possui alguma validação. Desse modo, testes clínicos são realizados na intenção de quantificar o movimento escapular dentro do REU, também por meio da recolha da medição de distâncias entre pontos-chave da omoplata, da CVe e do tórax (Afonso & Matias, 2012, Borstad, 2006; Guerreiro & Matias, 2007; Neves & Matias, 2008; Velhinho & Matias, 2008; Nijs *et al.*, 2007; Sobush *et al.*, 1996; Struyf *et al.*, 2012).

2.4.1. Discinesia da omoplata

Segundo Huang *et al.*, (2014) acredita-se que a discinesia escapular está diretamente ligada à patologia do ombro, no entanto, não existe uma avaliação clínica com rigor suficiente para identificá-la e fornecer estratégias para a elaboração de um tratamento. Contudo, a avaliação da posição e orientação estática da omoplata pode ser realizada na observação direta no plano frontal e sagital horizontal com o paciente posicionado de maneira que os MS descaiam relaxados ao lado do seu corpo. (Mottram, 1997; Nijs, *et al.*, 2007; Struyf *et al.*, 2012).

Através desta observação é possível classificar um desarranjo na cinemática normal da omoplata através da verificação de três padrões comumente apresentados durante a discinesia. Assim, a mesma é realizada com o MS em repouso ao lado do corpo, e ao pedir

ao utente que eleve o braço (abdução) observa-se e qualificasse o padrão de movimento em 3 tipos. Assim, o Tipo I é caracterizado pela proeminência do bordo interno e AI da omoplata, o que reflete uma anormal rotação sobre o eixo da mesma. No Tipo II, a proeminência observável em toda a amplitude de movimento se dá em todo o bordo interno, caracterizando uma rotação no eixo vertical da omoplata e, por último, o Tipo III, que se demonstra através da translação superior e proeminência do bordo superior e interno da mesma (Kibler *et al.*, 2002; Hebert, Barros Filho, Xavier & Junior, 2003; Huang *et al.*, 2014; Miana *et al.*, 2009).

São ainda adicionados dois outros padrões, um Tipo IV que representa a mobilidade normal da omoplata, definida como não tendo nenhuma evidência de disfunção na posição de repouso ou durante movimentos dinâmicos e um Tipo padrão misto, onde podem ocorrer padrões anormais (1- Padrão I + II; 2. Padrão II + III; 3. padrão I + III; 4. padrão I + II + III) (Huang *et al.*, 2014). Existem também testes diferenciados, em que pesos são acrescentados durante a execução do teste como no de Struyf *et al.*, (2012), no qual são adicionados pesos de 1 Kg, e o de Huang *et al.* (2014), em que são adicionados pesos de 2,3 Kg ou 1,4 Kg (dependendo das capacidades do sujeito).

2.4.2. Testes manuais

Outros recursos podem ser utilizados para analisar as disfunções da omoplata como, por exemplo, através de testes manuais como o teste de estabilização da omoplata que avalia o envolvimento escapular e acromial na síndrome do impacto sub-acromial durante a elevação do MS. O avaliador auxilia, o músculo grande dentado e o trapézio inferior à medida que o sujeito eleva o braço. A diminuição da sintomatologia revela que é necessária a reabilitação desses músculos (Hebert *et al.*, 2003). Outro teste é o de retração da omoplata, no qual o examinador estabiliza o bordo interno da omoplata conforme o braço se eleva, e a melhoria do quadro de fadiga e a facilidade na elevação indicam que o teste é positivo (Hebert *et al.*, 2003). Todavia, tais testes podem influenciar num diagnóstico de tais quadros clínicos, porém não quantificam o movimento, o que ajudaria na elaboração de um tratamento mais preciso.

A avaliação clínica da omoplata não se relaciona somente à posição e orientação da omoplata ou à força dos músculos que a movimentam, mas se destinam também ao seu controle durante o movimento do úmero (Hebert *et al.*, 2003).

O Teste de Rotação Medial (Medial Rotation Test) (MRT) foi também descrito para a avaliação do controle dinâmico da omoplata durante a rotação interna da GU (Morrissey *et al.*, 2008; Struyf *et al.*, 2012). O investigado é colocado em decúbito dorsal e com o úmero abduzido a 90° com o cotovelo flexionado também a 90° com a mão apontando para o teto e o úmero no plano da omoplata. A omoplata e a articulação GU na posição neutra. É solicitado ao paciente que realize uma rotação interna de 60° da GU mantendo a omoplata e a GU em posição neutra. Este teste será positivo se a omoplata for observada em bácia anterior, rotação inferior ou elevação. Em pacientes que não apresentarem dor, é sugerido que durante a rotação interna da GU em 60° a omoplata não realize um deslizamento maior que 16 mm. A identificação manual do marco ósseo pode ser rastreada com precisão durante a palpação no MRT. Porém, não existem testes de confiança e validade sobre o MRT (Morrissey *et al.*, 2008; Struyf *et al.*, 2012).

O teste de retração/reposicionamento (retraction/repositioning test) (SRT) foi descrito por Tate, McClure, Kareha e Irwin, (2008) em que este é realizado com o avaliador segurando a omoplata com os dedos em contato com a articulação AC e com a palma da mão e eminência tenar em contato com a espinha da omoplata posteriormente. Com o antebraço inclinado obliquamente em direção ao AI da omoplata (para um apoio adicional no bordo interno), o examinador aplica uma força moderada com a mão e o antebraço para incentivar a retração da omoplata (teste de retração da omoplata) ou para a bácia posterior (teste de reposicionamento da omoplata) para aproximar a omoplata de posição intermédia do tórax. O teste de reposicionamento escapular tem demonstrado fidedignidade, e durante à execução do mesmo, observou-se que os indivíduos são capazes de demonstrar um incremento de força na coifa dos rotadores além de relatarem menos dor (Struyf *et al.*, 2012; Tate *et al.*, 2008).

Outro teste importante usado na clínica para observação da omoplata, é o teste de assistência escapular modificado (modified Scapular Assistant Test) (m-SAT). Neste teste, o examinador assiste manualmente ao movimento da omoplata durante a elevação ativa do MS. Uma redução da dor em comparação ao movimento realizado sem assistência do examinador revela um comprometimento do ombro investigado (teste positivo) (Kibler & Sciascia, 2009).

2.4.3. Teste do Deslizamento Escapular Lateral- Lateral Slide Scapular Test

Outra maneira de mensurar a estabilização da omoplata é através do deslizamento lateral da omoplata (Lateral Slide Scapular Test) (LSST), que realiza a avaliação de três localizações na omoplata (AI) tanto do lado com disfunção quanto no assintomático (contralateral) relacionados a um ponto fixo na CVe (processo espinhoso mais próximo) com a adição de 3 diferentes intensidades, nomeadamente na posição de repouso (Posição 1- MS descaídos ao lado do corpo), aos 45° de elevação (Posição 2- com as mãos na altura das cristas ilíacas) e aos 90° de elevação e uma rotação interna maximizada da GU (Posição 3) como descrito por Kibler (1998) em que revelaram-se boas a excelentes correlações com CCI de 0,91 em ambas as posições, porém torna-se questionável por não assumir posições de impacto (acima de 90°), o que foi referido por Kibler (1998) em seu estudo, pois nessa amplitude evita-se a posição de choque, onde, portanto, uma inibição da musculatura (dor) é menos provável de ocorrer. Caso haja uma diferença entre as medidas maior que 1,5 cm entre as omoplatas, pode-se caracterizar uma disfunção (Hebert *et al.*, 2003; Pontim *et al.*, 2013), porém, uma discrepância maior que 1,5 cm entre as omoplatas bilateralmente é reiteradamente encontrada entre indivíduos assintomáticos, positivando o que foi observado em outras investigações (Kibler, 1998; Meyer *et al.*, 2008; Nijs *et al.*, 2007; Odom *et al.*, 2001; Pontim *et al.*, 2013).

Um estudo de Koslow, Prosser Strony, Suchecki e Mattingly, (2003) visou determinar a especificidade do LSST na identificação de disfunções do ombro em 71 atletas saudáveis. Os autores constataram uma especificidade baixa (26,8%) para designar uma disfunção em atletas com os CCI=0,20 a 0,82, sendo assim pouco satisfatórios, em que os autores concluíram que assimetrias na posição da omoplata não são suficientes para determinar disfunção, e que o método não é indicado para a aferição em atletas (Afonso & Matias, 2012; Koslow *et al.*, 2003).

Entretanto, os resultados encontrados nos estudos de Kibler (1998) para os CCI intra-observador, se mostraram excelentes e foram para o lado dominante com: CCI-0,85 para a posição de repouso, CCI-0,84 aos 45° e de CCI-0,86 para os 90° do lado dominante e de CCI-0,87. Para a posição de repouso, CCI-0,88 para os 45° e CCI de 0,85 para os 90° no lado não dominante (Tabela 15) (Kibler, 1998; Neves & Matias, 2008).

Em 2001, Odom e co-autores realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a fidedignidade das medidas obtidas no LSST e se as mesmas poderiam ser usadas para

identificar a presença ou ausência de disfunções no ombro numa amostra de 46 indivíduos (20 sintomáticos; 26 assintomáticos).

Nesta investigação de Odom *et al.* (2001), duas medições foram realizadas em cada uma das 3 posições do teste realizadas bilateralmente e realizaram-se, a partir das medidas coletadas em ambos os lados o CCI, e o erro padrão para verificar a correlação intra e interclasse (Odom *et al.*, 2001).

Os Resultados obtidos no estudo de Odom e colaboradores (2008), demonstraram que os valores de CCI para a fidedignidade intra-observador foram iguais a: posição 1- CCI=0,75; posição 2- CCI=0,77; posição 3- CCI=0,80 em sujeitos assintomáticos e de: posição 1- CCI=0,67; posição 2- CCI=0,43; e posição 3- CCI=0,74 em sujeitos com disfunção, com um erro padrão variando em média 0,57 a 0,86 cm. E para a fidedignidade inter-observador foram: posição 1- CCI=0,52; posição 2- CCI=0,66; posição 3- CCI=0,62 para indivíduos sem disfunção, e de: posição 1- CCI=0,79; posição 2- CCI=0,45 e posição 3- CCI=0,57 para indivíduos com disfunção, com a média do erro padrão de 0,79 a 1,20 cm. Usando-se o padrão de 1,0 centímetros de diferença como entre os lados, como foi cogitado no estudo original de Kibler (1998), a sensibilidade e a especificidade foram de 35% e 48%, 41% e 54%, e 43% e 56%, referentes à posição inicial, aos 45°, e aos 90° graus de elevação do MS em abdução. Baseado no parâmetro de diferença entre lados de 1,5 centímetros de diferença, a sensibilidade e especificidade foram de 28% e 53%, 50% e 58%, e 34% e 52%, nesta ordem, para as posições avaliadas na elevação do MS (Odom *et al.*, 2001).

De acordo com McClure *et al.* (2009) sugere-se que não se avalie a omoplata com um “desvio” selecionado (alada ou inclinada), ao invés disso, deve-se classifica-la como normal, com discinesia sútil ou com uma discinesia óbvia (obvious). Classificando a discinesia sútil como contendo uma evidência leve ou questionável de disfunção ou que não se apresenta de forma consistente. E a discinesia (óbvia) definida como com notável ou clara presença de disfunção (fora de ritmo ou alada de um em 2,54 cm) ou grande mau posicionamento em relação ao tórax). Esta classificação de McClure *et al.* (2009) possui uma fidedignidade inter-observador satisfatória para o uso clínico com CCI variando de 0,75 a 0,93 (McClure *et al.*, 2009).

Outro sistema visando a obtenção de variáveis diferentes das originais de Kibler, foram descritas por Uhl *et al.* (2009), que concluíram um sistema de sim/não, em que o ombro era marcado como tendo um "Sim", quando um ou mais dos três tipos (Tipo I; Tipo

II; Tipo III) de Kibler fossem observados durante o teste, já que os pesquisadores se viam forçados a estabelecer somente um padrão pelo método original. E "Não" quando encontrado o tipo IV. Este sistema de avaliação obteve uma alta sensibilidade (76%) e um alto valor preditivo (74%) (Struyf *et al.*, 2012; Uhl *et al.*, 2009).

Outros investigadores descrevem também que assimetrias podem ser comumente observadas em populações assintomáticas. Por fim, a adição de pesos durante os movimentos do CAO podem revelar um padrão defeituoso de movimento na omoplata. A flexão ponderada foi o movimento que resultou em maiores discinesias, além disso, uma carga de 3 Kg resultou em uma redução significativa do movimento ET principalmente na ADM entre os 35° a 45° de movimento (McClure *et al.*, 2009; Kon, Nishinaka, Gamada, Tsutsui, & Banks, 2008; Huang *et al.*, 2014). Valores de CCI referentes à elevação a 90° de ADM com adição de pesos (1kg), e à abdução até o fim da amplitude, apresentaram valores de bons a moderados no estudo de Struyf *et al.* (2012) como pode ser visto na tabela 15.

Na investigação de Huang *et al.* (2014), dois investigadores avaliaram uma população de 60 sujeitos na qual eram averiguadas discinesias da omoplata classificadas segundo o conceito de Kibler (1998) em 4 tipos (I, II, III, IV) e a variante “padrões mistos”, em que os indivíduos eram aconselhados a realizar abdução total no plano da omoplata seguido de abaixamento do MS, em que são adicionadas cargas de 2,3 Kg ou 1,4 Kg (dependendo das capacidades do sujeito) e realizando a palpação das omoplatas simultaneamente ao movimento de elevação do MS. Os autores tiveram como objetivo investigar a fidedignidade de um teste global para classificação da discinesia da omoplata com a avaliação de dois investigadores experientes. A fidedignidade das medidas entre os avaliadores para o teste de classificação de discinesia da omoplata foi determinada utilizando um percentual de concordância e o coeficiente κ (kappa coefficient), em que o mesmo foi definido como 0,8 excelente, 0,61 a 0,8 substancial, 0,41-0,6 moderada, 0,21-0,4 justo, e 0-0,2 ligeiro a pobres. Os coeficientes κ durante atingiram na fase de elevação um nível moderado ($\kappa = 0,49$), e durante a fase de abaixamento atingiu um grau moderado a substancial ($\kappa = 0,57-0,64$) (Huang *et al.*, 2014).

2.4.4. Lennie test

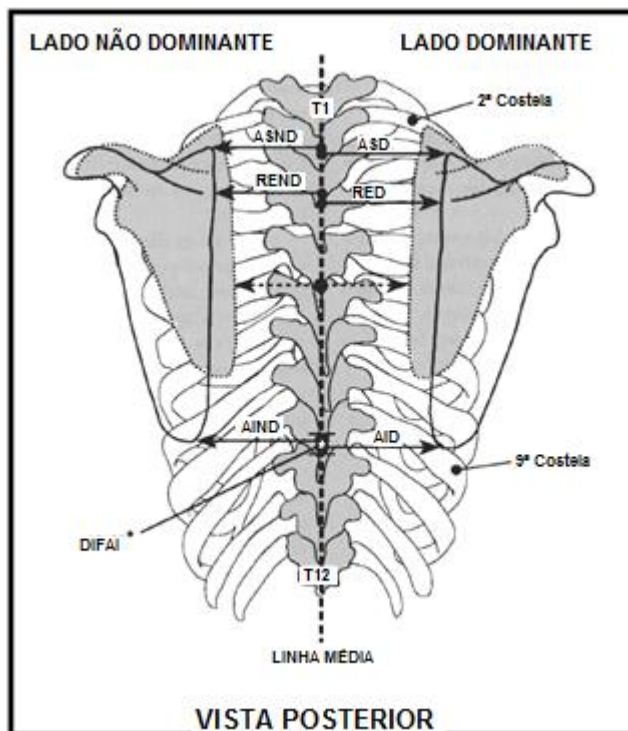
Outro método usado para tentar mensurar a posição da omoplata, foi o criado por Sobush *et al.* (1996). Segundo os investigadores, até a altura não havia uma descrição adequada da posição inicial da omoplata reconhecida pelas entidades especializadas. Neste

sentido o mesmo se propôs a projetar e apresentar um teste fiável e com validade para medir a posição normal da omoplata em repouso, o Teste de Lennie (The Lennie Test). Neste estudo, uma amostra de quinze mulheres assintomáticas, participaram da investigação. O posicionamento horizontal e vertical da omoplata foi mensurado por 3 investigadores no plano frontal, com o auxílio de um escoliómetro²⁰ e um paquímetro²¹, e através do uso de radiografias (mesmo dia), que foram usadas como método de revalidação das medidas oriundas da posição da omoplata. Uma melhor visualização dos pontos de recolha de dados durante o teste pode ser realizada na Figura 6.

²⁰ Equipamento cujas características se assemelham às de um inclinómetro, em que a inclinação lateral do mesmo revela-se confiável para a avaliação da rotação axial das vértebras, isto é, é um instrumento usado para a mensuração da rotação axial do tronco de pacientes com escoliose idiopática. O mesmo serve para medir distâncias entre dois pontos horizontalmente apresentando uma régua entre dois ponteiros que mensura os desvios bilateralmente (Bonagamba, Coelho & Oliveira, 2010; Sobush et al., 1996).

²¹ Equipamento constituído de um nónio (escala) e geralmente empregado para medir pequenas espessuras. Serve também para medir distâncias anatómicas o que torna seu valor de mensuração importante para a medição de movimentos (Moura & Deichsel, 2011; Salvador, Tessitore, Pfeilsticker, Paschoal & Nemr, 2013; Sobush et al., 1996).

Figura 6: Descrição dos pontos de recolha de dados do teste de Lennie²² (adaptado de Sobush *et al.*, 1996).



O bordo interno das omoplatas encontravam-se paralelas à linha média da CVe e as médias das distâncias mais importantes para o presente estudo foram nomeadamente as obtidas entre a RE e a apófise espinhosa vertebral horizontalmente mais próxima, que foram de 8,3 ($\pm 1,25$) cm de distância no MS dominante, e de 8,0 ($\pm 1,08$) cm no lado não dominante, e a distancia entre o AI e a apófise espinhosa horizontalmente mais próxima foi de 8,6 ($\pm 1,19$) cm e de 8,2 ($\pm 1,25$) para o lado não dominante. Os CCI para a correlação entre as medidas obtidas na pele a as radiografias para as distâncias entre RE à coluna horizontalmente foi de CCI=0,79, e do AI à coluna CCI=0,78. No geral, o CCI variou entre 0,66 e 0,86, para todos os resultados, sendo estes os CCI's de: ASD=0,69; ASND=0,68; RED=0,80; REND=0,66; AID=0,77 e AIND=0,86 (Sobush *et al.*, 1996).

Este estudo apresentou uma fidedignidade moderada a alta dos resultados, e os coeficientes de correlação entre as recolhas realizadas diretamente na pele e as radiografias (Sobush *et al.*, 1996). Postula-se portanto o *Lennie test* para medir a posição inicial da

²² Legendas: ASD- linha média da coluna ao ângulo superior (lado dominante); ASND- linha média da coluna ao ângulo superior (lado não dominante); RED- linha média à raiz da espinha (lado dominante); REND- linha média à raiz da espinha (lado não dominante); AID- linha média ao ângulo inferior (lado dominante); AIND- linha média ao ângulo inferior (lado não dominante); DIFAI- Diferença vertical na coluna vertebral entre os ângulos inferiores de ambos os lados (adaptado de Sobush *et al.*, 1996).

omoplata em relação aos critérios de mensuração radiográficos, já que o mesmo apresenta fiabilidade e uma validade inter-observador justa (Nijs *et al.*, 2007). No entanto, mesmo com seu valor clínico indubitável na medição da posição de repouso da omoplata, ainda assim, é um teste cuja elaboração é demorada e com alguma complexidade de execução, o que dificulta seu uso no ambiente clínico corriqueiro (Afonso & Matias, 2012; Nijs *et al.*, 2007). Todavia, segundo Sobush *et al.* (1996), este teste leva cerca de 15 minutos para ser realizado, além de ser barato, prático e fácil de administrar, já que se baseia em pontos precisos anatomicamente baseados em leituras de Raios-X.

2.4.5. Scapular Distance

Mais uma proposta de avaliação da omoplata em repouso é a de DiVeta *et al.* (1990) que teve como objetivo em sua investigação analisar em uma amostra de 60 indivíduos destros sem histórico de patologia prévia no CAO, a relação entre as forças geradas pelo trapézio médio e peitoral menor e o posicionamento da omoplata em posição relaxada (Afonso & Matias, 2012; DiVeta *et al.*, 1990; Gibson *et al.*, 1995; Odom *et al.*, 2001).

As medições foram realizadas com uma fita sem marcações a fim de assegurar a imparcialidade na obtenção das medidas e, posteriormente, comparadas individualmente a uma fita métrica para as distâncias entre o AA e o processo espinhoso de T3 e da RE da omoplata ao AA (DiVeta, 1990; Gibson *et al.*, 1995). A medição das forças musculares produzidas pelo trapézio médio e o pequeno peitoral, foram obtidas por meio de um dinamómetro manual simples, com o intuito de relacionar tais medidas com a protração da omoplata, normalizando um ratio entre elas (Odom *et al.*, 2001). As medidas obtidas por DiVeta e colaboradores (1990) mostraram ter CCI's de 0,94; isto é, correlações de boas a moderadas para a largura da omoplata e 0,85 para protração da mesma, mas estimativas muito mais baixos, variando de 0,34 a 0,78, foram apontados para a relação normalizada Gibson *et al.*, 1995; Odom *et al.*, 2001). Gibson *et al.*, (1995) estimaram como alta a fidedignidade intra e inter-observador semelhantemente classificados para protração escapular (ou seja, a distância entre o ângulo inferior do acrômio e o terceiro segmento torácico) CCI intra-observador variando entre 0,92 e 0,95 e CCI inter-observadores variando de 0,91 a 0,92 (Gibson *et al.*, 1995; Odom *et al.*, 2001; Struyf *et al.*, 2012).

Por fim, não se conseguiu demonstrar nenhuma associação entre a protração e o desempenho muscular do trapézio médio e peitoral menor, levando estes investigadores a

questionar o pressuposto de uma relação linear entre a produção de força muscular e da postura (DiVeta *et al.*, 1990).

DiVeta teve como objetivo em sua investigação, analisar em uma amostra de 60 indivíduos destros sem histórico de patologia prévia no CAO, a relação entre as forças geradas pelo trapézio médio e peitoral menor e o posicionamento da omoplata em posição relaxada. As medições foram realizadas com uma fita sem marcações a fim de assegurar a imparcialidade na obtenção das medidas e posteriormente, compara-las individualmente a uma fita métrica para as distâncias entre o AA e o processo espinhoso de T3 e da RE da omoplata ao AA (DiVeta, 1990; Gibson *et al.*, 1995).

A medição das forças musculares produzidas pelo trapézio médio e o pequeno peitoral, foram obtidas por meio de um dinamómetro manual simples, com o intuito de relacionar tais medidas com a protração da omoplata, normalizando um ratio entre elas (Odom *et al.*, 2001).

As medidas obtidas por DiVeta e colaboradores (1990) mostraram ter CCI's de 0,94, isto é, correlações de boas a moderadas para a largura da omoplata e 0,85 para protração da mesma, mas estimativas muito mais baixas, variando de 0,34 a 0,78, foram apontados para a relação normalizada (Gibson *et al.*, 1995; Odom *et al.*, 2001). Por fim, não se conseguiu demonstrar nenhuma associação entre a protração e o desempenho muscular do trapézio médio e peitoral menor, levando estes investigadores a questionar o pressuposto de uma relação linear entre a produção de força muscular e da postura (DiVeta *et al.*, 1990).

Segundo o estudo de Greenfield *et al.*, (1995) que replicou os métodos de recolha do estudo de DiVeta *et al.*, (1990) e realizou uma comparação da posição da omoplata obtidas através da palpação de marcos ósseos por dois observadores, estes relataram CCI's de 0,97 e 0,96, respectivamente, para a fidedignidade intra e inter-observadores da razão normalizada da protração da omoplata e de 0,97 para a fidedignidade intra e inter-observadores da razão da rotação da omoplata (Greenfield *et al.*, 1995). Encontrou-se também uma correlação elevada na comparação entre resultados obtidos entre radiografias e medidas obtidas pela palpação em indivíduos com doenças do CAO. A Fidedignidade intra e inter observadores foi de respectivamente de 0,73 a 0,79 para a protração e de 0,88 a ,98 para a rotação da omoplata.

Os dados de correlações obtidos por Diveta *et al.* (1990) e Gibson *et al.* (1995) podem ser melhor visualizados na tabela 15.

2.4.6. Pectoralis Minor Index (PMI) e Scapula Index

De acordo com Struyf e colaboradores (2012), a rigidez muscular é um mecanismo potencialmente contributivo para a formação um padrão anteriorizado do CAO.

Um músculo que frequentemente é implicado na patologia ombro e do quadrante superior é o pequeno peitoral, e um encurtamento deste tem sido associado a uma postura anteriorizada da cintura escapular (Borstad, 2006; Lewis & Valentine, 2007).

Borstad (2006) refere que o músculo pequeno peitoral também pode interferir na posição e orientação da omoplata e na anteriorização do ombro, quando o mesmo encontra-se encurtado de forma adaptativa. Assim, a postura anteriorizada da cintura escapular pode ser definida pela alteração da posição da omoplata no plano sagital ou transversal, causada pela aproximação da inserção do pequeno peitoral na ACo às articulações esterno-costais situadas entre a 3^a, 4^a e 5^a costelas.

Assim, um método para medir a anteriorização da postura do ombro, é através da medição do comprimento do músculo pequeno peitoral, que foi validado através da obtenção de medidas em cadáveres humanos por Borstad e Ludewig (2005). Por causa da altura em que se situa e do comprimento do músculo que varia entre os indivíduos, esta medição é melhor descrita criando de um índice normalizado para o pequeno peitoral (Pectoralis Minor Index) (PMI).

O PMI²³ é calculado dividindo-se a medição do comprimento do músculo em repouso pela altura sujeito e multiplicando por 100 (Borstad & Ludewig, 2005). Dessa forma, o comprimento do músculo pequeno peitoral é medido entre o bordo inferior da 4^a costela (esterno-costal) à estrutura infero-medial da ACo com um fita de medição ou um paquímetro. A PMI sugere que um pequeno peitoral está encurtado quando suas medidas obtiverem resultados menores ou iguais que 7,65 (Borstad, 2008; Struyf *et al.*, 2012).

Borstad, (2008) reproduziu o mesmo procedimento do PMI, em que um sistema de varrimento eletromagnético FOB foi utilizado através da fixação em pontos de recolha identificados pela palpação de processos ósseos, foi utilizado para calcular o comprimento do pequeno peitoral e para averiguar a posição inicial da omoplata *em vivo* em comparação

²³ PMI=[(comprimento do pequeno peitoral/altura) x 100] (Borstad & Ludewig, 2005).

a dados lineares recolhidos por meio de uma fita métrica e um paquímetro entre a ACo e a 4ª articulação esterno costal em 11 cadáveres. Os resultados indicaram excelente correlação intra-classe entre o FOB e os dois métodos de recolha lineares (paquímetro e fita métrica), com CCI=0,82 a 0,87.

Outro método de avaliação do comprimento do pequeno peitoral foi descrito em 2006 por Borstad, em que o autor demonstrou o método do índice escapular (Scapular Index) para calcular a relação entre o comprimento do pequeno peitoral e a posição da omoplata numa amostra de 50 indivíduos.

O objetivo desta análise foi o de explorar as relações entre a postura, comprimento do músculo pequeno peitoral, e alterações dos movimentos no ombro, nomeadamente a rotação externa da omoplata. As medidas diferenciavam do método PMI por medir as distâncias entre a Fúrcula esternal (FE) e a apófise coracoide (ACo), e a distância entre o AA (póstero-lateralmente) e a apófise espinhosa da CVe mais próxima, obtido pela fórmula obtido por meio da fórmula: *Scapula Index* = [(distância do FE para a ACo / distância do AA para vértebra da CVe mais próxima) × 100] (Borstad, 2006). Esta medida assenta-se na suposição de que uma distância menor entre a FE e o processo coracóide e uma maior distância entre o AA e a CVe aumentariam a rotação interna da omoplata (Afonso & Matias, 2012; Borstad 2006). A investigação de Borstad (2006) menciona o *Scapula Index* como sendo útil para medir o alinhamento da omoplata, pois é moderadamente correlacionada com a rotação interna, medida com o FOB, recolhidas em conformidade com as recomendações da ISB (Wu *et al.*, 2005). A medição da distância da FE para a ACo, demonstraram uma alta correlação com o comprimento do músculo pequeno peitoral (PMI) com o valor $p=0,48$ (coeficiente de pearson) de $P<.05$.

De acordo com Borstad (2006), algumas limitações existem no estudo. É possível que grandes quantidades de tecido subcutâneo interfiram nestas medidas e que as conclusões do estudo, se baseiam em dados obtidos em grupos e, portanto, não devem ser aplicadas a um único indivíduo sem que sejam melhor testadas para confirmar às relações entre essas variáveis com maior fidedignidade.

2.4.7. Método de Host

O primeiro estudo a descrever a medição da distância entre o bordo posterior do acrómio e uma marquesa (AM) (AT-distance) foi Host (1995) (Afonso & Matias, 2012; Host, 1995; Struyf *et al.*, 2012). Os investigadores sugeriram que a postura anteriorizada do

CAO contribui para a dor de cabeça, dos ombros e do pescoço (Peterson *et al.*, 1997; Struyf *et al.*, 2012). Esta teoria baseia-se na observação da cinemática escapular, que se demonstra com comportamentos semelhantes em pacientes com síndrome do impacto no ombro e indivíduos com diminuição do comprimento do pequeno peitoral (Borstad & Ludewig, 2005; Struyf *et al.*, 2012).

Posteriormente, descobriu-se que o encurtamento do músculo pequeno peitoral pode resultar numa diminuição da báscula posterior e, portanto, podia reduzir o espaço subacromial, o que potencialmente resulta em dor no ombro (Borstad & Ludewig, 2005).

Para a medio da distância entre o acrmio e a marquesa, o paciente  colocado em decbito dorsal, e instruído a relaxar. As medidas da distância entre o bordo posterior do acrmio e a “mesa” so realizadas bilateralmente (medida verticalmente, com um paqumetro). O avaliador pode repetir esse procedimento com o paciente retraindo ativamente ambos os ombros. Os dados coletados durante esta medio so ajustados pela diviso pelo comprimento do corpo, o que resulta no chamado ndice AT. A medio da distância entre o acrmio e a marquesa (AT-distance) exibida excelente fidedignidade intra e inter-observador em pacientes com dor CAO (tabela 15) (Host, 1995; Struyf *et al.*, 2012).

Quando o msculo pequeno peitoral  de tamanho normal, a distância entre a mesa de tratamento bordo posterior do acrmio (paciente em decbito dorsal, com os braços ao lado, com os cotovelos flexionados) no deve ser superior a 2,54 cm (1 polegada). Uma distância maior do que esta sugeriria que um desequilbrio do msculo havia ocorrido e o msculo estaria “encurtado” (Sahrmann 2002; Lewis & Valentine 2007).

No estudo de Host (1995), foi descrita também a medida entre o bordo interno da omoplata e a apfise espinhosa de T4 (palpando a apfise espinhosa de C7 e descendo até encontrar a posio de T4) com o sujeito avaliado na posio de p, a distância do bordo medial da omoplata para a apfise espinhosa de T4 foi descrita como normal num intervalo de 5,08 centmetros. E que de acordo com Nijs, Roussel, Vermeulen e Souvereyns, (2005) foram de $6,0 \pm 1,62$ centmetros para o lado assintomtico e de $6,15 \pm 2,07$ centmetros para o lado sintomtico. A fidedignidade inter-observador para o teste foi a baixa (os CCI's variaram entre 0,50 e 0,79) quando realizado no paciente com os ombros relaxados (Tabela 15). A fidedignidade inter-observador foi boa com (CCI entre 0,70 e 0,80) para a avaliao da distância do bordo interno da omoplata a T4, com retrao ativa dos ombros bilateralmente, enquanto outro estudo media a distância entre o bordo interno para a terceira

e não para a quarta apófise espinhosa torácica: a evidência de suporte da fidedignidade intra-observador (ICC = 0,91) e validade de critério (resultado dos testes clínicos correlacionados com a medida realizada em comparação a uma radiografia: $r = 0,57$) foi fornecida (Nijs *et al.*, 2005; Struyf *et al.*, 2012).

O método descrito por Host (1995), por ser avaliado na posição de decúbito dorsal não representa a posição normal do CAO, pois a posição vetorial da gravidade não seria a mesma que atua normalmente no indivíduo em pé como mencionado por Afonso e Matias (2012), além, ainda, de reduzir a protração da omoplata e diminuir a atividade muscular necessária para a sua estabilidade (Struyf *et al.*, 2012).

Assim, uma variação dessa técnica pode ser realizada com o paciente na posição de pé de costas para uma parede, (o avaliador mede a distância entre o bordo posterior do acrómio e a parede bilateralmente medindo horizontalmente, com um paquímetro). Todavia, Struyf e colaboradores (2012) revelam que esta medida não fornece segurança suficiente para ao uso clínico.

2.4.8. Baylor Square Technique

A anteriorização da cintura escapular, também pode ser medida usando o Baylor square ou o Duplo Baylor square que consiste em um simples esquadro de carpintaria descrito por Peterson *et al.* (1997). O Esquadro é constituído de um braço longo de 24 (aproximadamente 61 cm) polegadas e um curto de 16 polegadas (aproximadamente 41 cm). Durante o teste de Baylor, o avaliador usa essa ferramenta para medir (no plano sagital) a distância entre a porção anterior do acrómio a uma linha perpendicular à apófise espinhosa de C7. E no Double square, um esquadro de 12 polegadas é usada em combinação com um segundo esquadro usado na posição invertida. Este método é usado para medir a distância entre uma parede e a porção anterior do acrómio do investigado. A fidedignidade dos sujeitos é apresentada na tabela 15 além de uma excelente fidedignidade, eles encontraram uma forte correlação entre o Baylor square ($r=0,77$), e uma moderada correlação entre o método Double square ($r=0,65$) e medições em radiografias (Peterson *et al.*, 1997; Struyf *et al.* 2012).

2.4.9. Medição da rotação superior com inclinômetros

Por fim, para a medição da rotação superior da omoplata, podem ser usados dois inclinômetros analógicos (Plurimeter-V gravity references) como descrito por Watson, Balster, Finch e Dalziel, (2005). Uma contribuição relativa da articulação GU e da omoplata na abdução total do ombro pode ser aferida no plano coronal. Um inclinômetro é fixado com

velcro perpendicular à diáfise do úmero, um pouco acima do epicôndilo. A posição inicial do úmero é registrada. Em seguida, solicita-se que o paciente realize a plena abdução do ombro, com o cotovelo em extensão e o punho em posição neutra (ex., sem flexão ou extensão), com o polegar levantado a fim de garantir o alinhamento vertical do ângulo de inclinação. É dada então a instrução ao paciente que realize paragens aos 45°, 90°, 135° e em sua faixa de amplitude máxima de abdução (Watson *et al.*, 2005).

Em cada uma das posições de elevação, a rotação superior da omoplata é medida com um segundo inclinômetro alinhado manualmente ao longo da espinha da omoplata. Em uma amostra de 26 sujeitos avaliados por duas vezes, a fidedignidade intra-observador foi muito boa com CCI global de 0,88, variando de 0,81 a 0,94 nas diferentes posições do teste como demonstrado na Tabela 15 (Watson *et al.*, 2005; Struyf *et al.*, 2012). Os investigadores concluem que o inclinômetro Plurimeter-V gravity pode ser utilizado de forma eficaz e confiável para medir a rotação para superior da omoplata em todas as faixas de abdução do ombro no plano frontal (Watson *et al.*, 2005).

Numa investigação similar utilizou-se um inclinômetro digital (Pro 3600 digital protractor²⁴). O teste “modificado” usando duas hastes de madeira foi descrito anteriormente por Johnson e colaboradores (2001), para a avaliação clínica da rotação superior da omoplata em pacientes com dor de ombro. A avaliação bidimensional da posição da omoplata demonstraram de bom a excelente fidedignidade intra-investigador (CCI's variaram de 0,89 a 0,96) e uma boa validade em comparação a um dispositivo de rastreamento magnético do movimento (valor r variou entre 0,59 a 0,92), como também pode ser visto na tabela 15 (Johnson *et al.*, 2001).

Existem portanto vários tipos de estudos com as mais diversas finalidades e de diferentes métodos de aplicação. Aqui foram descritos testes de avaliação visual da discinesia escapular, estudos que avaliam a posição e orientação da omoplata através da medição de um índice de correlação do músculo peitoral menor, distâncias entre pontos da omoplata e CVe, avaliações da posição e orientação da omoplata por meio de rastreamento eletromagnético, com o uso de medições simples com uma fita métrica ou o uso de paquímetros, esquadros e inclinômetros entre outros (Borstad, 2006; Diveta *et al.*, 1990; Host, 1995; Hebert *et al.*, 2003; Huang *et al.*, 2014; Johnson *et al.*, 2001; Kibler, 1998;

²⁴ As hastes de madeira de aproximadamente 10 cm foram adaptadas ao Pro 360 digital protractor (inclinômetro) (Macklanburg Duncan, Oklahoma City, Okla) e adaptado à espinha da omoplata a fim de medir a rotação superior (Johnson *et al.*, 2001).

Mottram, 1997; Nijs, *et al*, 2007; Peterson *et al.*, 1997; Sobush *et al.*, 1996; Struyf *et al.*, 2012,).

A avaliação do CAO e posicionamento da omoplata devem ser estudadas em conjunto com medidas objetivas do desempenho muscular e estrutura do corpo, tendo em vista que a atividade alterada dos músculos e sistemas que envolvem o movimento da omoplata podem desarranjar sua movimentação normal (Guerreiro & Matias, 2007; Lewis & Valentine, 2008, Struyf *et al.*, 2012). Além disso, um fator que influencia na obtenção de dados normativos sobre a função e movimentação da omoplata são as estruturas físicas de cada sujeito investigado, a variedade de populações e os testes utilizados, o que torna difícil a comparação entre estudos e medidas clínicas de avaliação (McClure *et al.*, 2001; Struyf *et al.*, 2012).

Contudo, os clínicos e profissionais de saúde em geral já podem contar com alguma informação relevante acerca do estudo do ombro, e já podem contar com o apoio de alguns métodos para monitorizar o avanço dos tratamentos (Struyf *et al.*, 2012).

Tabela 15: Resumo dos estudos de fidedignidade para diferentes testes²⁵ (adaptado de Neves & Matias, 2008; Struyf *et al.*, 2012; Velhinho & Matias, 2008).

Testes	Autores/Estudos										
	DiVeta <i>et al.</i> , (1990)	Greenfield <i>et al.</i> , (1995)	Gibson <i>et al.</i> , (1995)	Peterson <i>et al.</i> , (1997)	Kibler, (1998)	Johnson <i>et al.</i> , (2001)	Odom <i>et al.</i> , (2001)	McKenna <i>et al.</i> , (2004)	Watson <i>et al.</i> , (2005)	Nijs <i>et al.</i> , (2005)	Struyf <i>et al.</i> , (2012)
AA à Marquesa (relaxado)										0,88-0,94**	
AA à Marquesa (retração)										0,91-0,92**	
AA à parede (relaxado)											0,72*
AA à parede (retração)											0,75*
Técnica Baylor square				0,91*							
Técnica do Duplo Baylor square				0,89*							
BI da omoplata a T4 (relaxado)										0,50-0,79**	
BI da omoplata - T4 (retração)										0,70-0,80**	
BI da omoplata - T3				0,91*							
LSST (0° posição inicial)					0,83-0,85*(d) 0,85-0,87*(nd)		0,79**	0,65-0,74**		0,82-0,96**	
LSST (45° de ABD)					0,77-0,84*(d) 0,81-0,88*(nd)		0,45**	0,79-0,82**		0,85-0,95**	
LSST (90° de ABD)					0,78-0,86*(d) 0,83-0,85*(nd)		0,57**	0,20-0,57**		0,70-0,85**	
LSST (90° de ABD + 1kg)											0,63*
LSST (ABD no fim da ADM)											0,58*
Scapular Distance	0,94*	0,80**	0,91-0,92**								
Inclinómetro Analógico									0,81-0,94*		
Inclinómetro Digital						0,89-0,96*					

²⁵ Tabela 15: Fidedignidade intra e inter-observador para diferentes testes. Legendas: AA- Ângulo acromial; ABD- Abdução; ADM- Amplitude de movimento; BI- Bordo interno da omoplata; T3- Apófise espinhosa da 3ª vértebra torácica; T4- - Apófise espinhosa da 4ª vértebra torácica; LSST- Lateral Slide Scapular Test. *Fidedignidade Intra-observador; **Fidedignidade Inter-observador; (d) lado dominante; (nd) lado não dominante (adaptado de Neves & Matias, 2008; Struyf *et al.*, 2012; Velhinho & Matias, 2008).

3. METODOLOGIA

3.1. Tipo de estudo

A presente investigação trata-se de um estudo observacional, correlacional, pois estes têm como meta investigar ou estipular a existência de relações entre as variáveis estudadas, de maneira que sejam testadas as hipóteses fomentadas no estudo de que estas variáveis se relacionam. Além de testar a existência real da relação, visa-se saber em que aspecto se constitui e qual a sua significância (Henriques, Neves, & Pesquita, 2004; Mota, 2010).

Portanto é em sua abordagem metodológica, caracterizado como um tipo não experimental quantitativo, pois neste modelo de pesquisa as variáveis estudadas não sofrem nenhum tipo de intervenção ou modificações no intuito de gerar consequências, ou seja, não se submetem a manipulação (Fortin, 2000). Uma vez que a investigação tende a contrinuir para o desenvolvimento de um método ou uma técnica/procedimento que venha a ser importante no uso clínico ou para futuros estudos científicos, torna-se por isso metodológico (Afonso & Matias, 2012).

3.2. Objetivos

Este estudo pretende contribuir para o desenvolvimento de uma metodologia de avaliação da posição e orientação da omoplata em duas posições do MS, uma em repouso e outra durante a elevação a 90°, nos três planos anatómicos.

3.3. Critérios de seleção da amostra

3.3.1. Critérios de Inclusão

Foram incluídos no presente estudo apenas os sujeitos que não apresentassem qualquer sintomatologia ou diagnóstico de doenças e/ou que tivessem apresentado histórico passado de disfunção dos ombros bilateralmente e quaisquer alterações da coluna vertebral.

3.3.2. Critérios de Exclusão

Foram excluídos da investigação, sujeitos com história pregressa ou presente de patologias e/ou disfunções ao nível do ombro bilateralmente, alterações da coluna vertebral ou doenças reumatológicas nessas ou em outras articulações do membro superior.

3.4. Amostragem

Tratou-se de uma amostra não probabilística na qual a sua seleção fez-se por conveniência dentre os discentes do Instituto Politécnico de Setúbal – Escola Superior de

Saúde, que se voluntariaram e concordaram de forma livre e esclarecida com um consentimento informado assinando-o, e que cumprissem os requisitos dos critérios inclusivos e exclusivos.

3.4.1. Amostra

A população estudada apresentou um número de 20 sujeitos assintomáticos com uma idade média de 19,5 anos, variando entre 18 e 21 anos (adultos jovens), em que a maioria (80%) era do sexo feminino (número de sujeitos= 16) e os 20% restantes correspondiam a indivíduos do sexo masculino (número de sujeitos=4). A média de altura (metros) dos indivíduos era de 1.65 ($\pm 0,07$), além disso, o peso médio da amostra era de 60,55 ($\pm 11,75$) Kg em que o mínimo foi de 49 kg e o máximo de 96 kg. Foi aferido também o Índice de Massa Corporal (IMC) com a média de 22kg/m².

3.5. Instrumentos usados na recolha dos dados

Conforme o objetivo da investigação e o critério metodológico utilizado, seleccionaram-se instrumentos de carácter quantitativo. São eles: uma fita métrica, um sistema de varrimento eletromagnético FOB (Flock of Birds) e um questionário de caracterização da amostra.

3.5.1. Fita métrica

É um dispositivo que pode ser rígido ou maleável e pode ser feita de diversos materiais, que serve para medir o distanciamento espacial entre as mais diversas coisas, ou o seu tamanho. Normalmente dividem-se em centímetros e subdividem-se em milímetros demarcados ao longo de sua estrutura.

3.5.2. Sistema de varrimento eletromagnético

O FOB permite avaliar as posições e orientações tridimensionalmente no espaço através de um varrimento eletromagnético realizado por sensores que transmitem dados por meio de campos eletromagnéticos ortogonais a um transmissor, e que podem oferecer até 6 graus de liberdade (6DOF) com registro, além de ser capaz de ligar-se a cerca de 30 receptores que possuem a capacidade de serem solicitadas por um computador de um dispositivo isoladamente ou de vários simultaneamente (Kindratenko, 2001; Carvalho, Sousa & Machado, 2009).

Figura 7: Flock of Birds 1- Sensor, 2- controlador e 3- transmissor (adaptado de Carvalho *et al.*, 2009).



O mecanismo do FOB (Figura 7), atua por meio de pulsações retangulares de corrente direta, em que a avaliação do campo electromagnético é feita pelos sensores de varrimento ortogonal, sendo assim um sistema de corrente contínua (Current) (Kindratenko & Bennet, 2000). Qualquer um dos sensores tem a capacidade de fazer de 20 a 144 medidas por segundo de sua orientação posicional (Kindratenko, 2001; Carvalho, Sousa & Machado, 2009).

A orientação e posicionamento dos sensores devem portanto localizar-se próximo ao segmento que visam avaliar, e sem a presença de metais ou materiais por perto que possam gerar interferência no campo eletromagnético (Kindratenko & Bennet, 2000; Carvalho *et al.*, 2009).

De acordo com Carvalho e colaboradores, (2009) o FOB, por ser uma ferramenta de varrimento magnético, para a obtenção de uma maior eficiência, deve-se posicionar o transmissor em um ambiente com a mínima presença de objetos de natureza metálica possível, já que estes materiais podem repercutir na transmissão e nos cálculos referentes ao campo eletromagnético causando diminuição na precisão e exatidão dos mesmos. Contudo, segundo Kindratenko (2001), a corrente contínua (Direct Current) reduz a interferência que as estruturas metálicas causam ao campo magnético.

O FOB vem sendo assim cada vez mais usados no ambiente laboratorial para o estudo da biomecânica humana, e atualmente, vários autores utilizam essa metodologia para avaliar a posição e orientação tridimensional da omoplata²⁶. (Afonso & Matias, 2012; Borstad, 2006, 2008; Guerreiro & Matias, 2007; Kindratenko, 2001; Ludewig *et al.*, 2009, 2010; Meskers *et al.*, 2007).

²⁶ Informação detalhada quanto às características e utilidades do equipamento, pode ser encontrada em sítios da internet dos fabricantes: (Hardware – “Flock of Birds System Ascension Technology, www.ascensiontech.com; Software – MotionMonitor, www.innsport.com).

3.5.3. Questionário de caracterização

A cada um dos sujeitos avaliados foi encaminhado um inquérito contendo questionamentos sobre os dados pessoais, neste, solicitou-se informações referentes à idade, altura, peso, profissão e localidade onde reside (Anexo A). De acordo com a ordem de recebimento do questionário por parte dos investigados, os mesmos passaram a ser identificados por uma numeração atribuída individualmente para garantir o anonimato.

3.5.4. Palpação

Em 1995, van der Helm e Pronk utilizaram a palpação para localizar posições em pontos ósseos do ombro tridimensionalmente. A principal vantagem desta técnica é que a posição dos marcos ósseos da omoplata podem ser identificados com bastante facilidade (van der Helm e Pronk, 1995; van der Helm, 1997; Meskers, Fraterman, van der Helm, Vermeulen, & Rozing, 1999).

Reconhece-se a praticidade, validade e utilidade da palpação usado anteriormente para localizar estruturas anatómicas no corpo humano, nomeadamente na omoplata e tronco, já que não marcam a pele dos utentes e não necessitam de recorrer a procedimentos invasivos para tal identificação (Lewis, Green, Reichard & Right, 2002; Tixa, 2006). Assim, os pontos de referência identificados na omoplata e na CVe através da palpação, foram a RE, AA e AI da omoplata e os segmentos torácicos de T2, T8 e T12 nas apófises espinhosas das vertebrae dorsais. O uso desse mecanismo de localização das estruturas demarcadas confirmou a facilidade da identificação das mesmas onde a validade foi considerada boa (Lewis, Green, Reichard & Right, 2002).

A identificação de estruturas palpáveis deve ser feita com base na descrição das sensações manuais causadas por elas, tendo em vista que a conformação física assim como quantidade de gordura ou trofismo muscular de cada indivíduo podem comprometer a avaliação (Tixa, 2006).

Assim, o presente estudo determinou as estruturas a serem investigadas à palpação com base na literatura, no entanto, não deixando de recorrer ao que melhor converge com o interesse deste trabalho de acordo com a tabela 16, e na tabela 17, podem ser encontrados os pontos de referência para a medição da omoplata.

Tabela 16: Estruturas e métodos de palpação (adaptado de Lewis *et al.*, 2002; Tixa, 2006).

Estrutura	Método de palpação
Raiz da espinha da omoplata	A palpação da RE deve ser exercida palpando o acrómio e em seguida deslizando ao longo da Espinha da omoplata até chegar na proximidade do bordo interno, onde a mesma se encontra mais proeminente e é facilmente identificável.
Ângulo do acrómio	O AA pode ser identificado através da palpação do bordo externo da omoplata superiormente e externamente em relação ao próprio acrómio, já que sua face interna articula-se com a clavícula, formando a articulação acrómio-clavicular.
Ângulo inferior da omoplata	A palpação do AI da omoplata, realiza-se através de um deslizamento bilateral no sentido crânio-caudal seguindo o bordo externo e interno da omoplata. O ponto de encontro dos dois bordos da omoplata é facilmente perceptível à palpação, sendo este o ponto de interesse.
Apófise coracóide	A ACo, pode ser observada anteriormente no ombro, e apresenta-se internamente em relação à cabeça do úmero e inferiormente em relação à clavícula, onde pode ser palpada e localizada
Fúrcula esternal	A fúrcula esternal localiza-se superiormente em relação ao manúbrio do esterno por uma pequena concavidade, além de ter sido facilmente detectada por se localizar na zona onde convergem as articulações esterno-claviculares bilateralmente. Pode ser conhecida também por incisura jugular.
Apêndice Xifóide (AX)	O AX situa-se inferiormente ou na extremidade caudal do corpo do esterno. Em alguns indivíduos pode estar ligeiramente anteriorizada ou retraída.
7ª Vértebra cervical	A C7 foi facilmente identificada pela palpação por ser a vertebra mais saliente juntamente com a primeira vertebra torácica (que situa-se inferiormente em relação à mesma) quando o individuo realizava uma flexão anterior da cabeça.
Da 2ª a 12ª vertebra torácicas	As apófises espinhosas de T2 a T12 torácicas foram palpadas realizando a contagem e descendo-se a partir da C7, apenas pela contagem das vertebra que se seguem após T1 uma a uma.

É sabido então, que baseado na palpação, identificação e demarcação de referências ósseas, um sistema de coordenadas local (LCS) pode ser construído para o FOB (van der Helm e Pronk, 1995; van der Helm, 1997; Meskers, Fraterman, van der Helm, Vermeulen, & Rozing, 1999).

Tabela 17: Pontos de referência para medir a posição e orientação da omoplata.

Pontos de referência	Correspondente anatómico
Ponto A	Apófise espinhosa de T4
Ponto B	Raiz da Espinha da omoplata
Ponto C	Acrômio
Ponto D	Apófise espinhosa de T8
Ponto E	Angulo inferior da omoplata
Ponto F	Apófise espinhosa de T12
Ponto G	Apófise espinhosa de T2
Ponto H	Apófise espinhosa de T7
Ponto I	Apófise espinhosa de T5
Ponto J	Apófise espinhosa de T6
Ponto K	Apófise espinhosa de T3

3.5. Método prático

3.5.1. Fase de caracterização e fase laboratorial

Solicitou-se aos sujeitos motivados a participar do estudo, que preenchessem um consentimentos informado (Anexo C) em que no mesmo, os participantes concordavam a participar dos procedimentos referentes ao estudo, e ficassem a par dos conceitos éticos envolvidos na investigação, e só então receberam documento de caracterização da amostra citado no subcapítulo 3.4.3.

Após pedir aos sujeitos que se despissem, foi-lhes solicitado que fixassem o olhar a um ponto fixo na parede predeterminado pelos examinadores e se mantivessem de pé com

os braços relaxados e descaídos lateralmente ao tórax, com os pés distanciados entre si, numa largura compatível à distância entre os ombros, para que assim pudessem ser visualizados e fossem submetidos à palpação sem interferência alguma.

3.5.1.1. Mensuração da cinemática da omoplata em três dimensões

O FOB proporciona um sistema de *feedback* que emite um som quando as posições desejadas de serem investigadas são alcançadas, assim, como possui também uma projeção (através de um computador) a uma tela onde é indicado um retângulo (quando atinge a posição desejada dentro do plano de observação e o ângulo de elevação do MS dentro de uma margem de erro de 5°) que orienta visualmente o movimento do sujeito, isto é, quando a posição “desejada” pelos investigadores é atingida, uma cruz é posicionada dentro do retângulo indicando que o movimento está a ser bem feito dando também um *feedback* ao executante, garantindo o posicionamento correto dentro do plano e das elevações do MS a serem realizadas.

Quanto ao posicionamento dos sensores eletromagnéticos, os mesmos foram selecionados por meio da palpação e dispostos de acordo com as recomendações feitas no estudo de Meskers *et al.* (1998), no qual para realizar a medição dos movimentos do úmero, tórax e da omoplata foram utilizados quatro receptores.

Três sensores foram “fixados” às estruturas pré-determinadas que serão apresentados a seguir, e um quarto conhecido como *Stylus* que é basicamente um ponteiro de 65mm de tamanho (Meskers *et al.*, 1998; Meskers, Fraterman, van der Helm, Vermeulen, & Rozing, 1999).

As referências ósseas digitalizadas com o *stylus* para construção dos sistemas de coordenadas, distribuíram-se de acordo com o movimento e plano a ser estudado, assim como é previsto pelas recomendações de Wu *et al.* (2005) descritos através da tabela 17. Portanto, a disposição espacial e posicionamento do sensor *Stylus*, em ação conjunta aos demais sensores, fornecia e recebia informações ao receptor (Meskers *et al.*, 1998, 1999).

Assim, a localização do primeiro sensor foi posicionada na apófise espinhosa de C7 (tórax); um segundo sensor foi posicionado com o uso de uma braçadeira distal e externamente no úmero; e o terceiro foi fixado na omoplata, na face superior do acrômio.

Tabela 18: Referências ósseas digitalizadas com o stylus para construção dos sistemas de coordenadas²⁷ (adaptado de Wu *et al.*, 2005).

Segmentos corporais	Proeminência óssea
	Apófise espinhosa de C7
Tórax	Apófise espinhosa de T2 a T8 e T12
	FE
	AX
	AI
Omoplata	RE
	AA
	ACo
Úmero	Centro de rotação da GU
	Epicôndilo
	Epitróclea

3.5.1.2. Sistema de Coordenadas

Foram utilizadas as recomendações do ISB (Wu *et al.*, 2005) para construção dos sistemas de coordenadas do tórax, omoplata e úmero. Os locais de recolha e os respectivos eixos podem ser melhor observados nas tabelas 19 e 20 (van der Helm, 1997; Karduna *et al.*, 2000).

O ponto de referência para o sistema dá-se no AA, e através da figura 3, os eixos e os movimentos da omoplata correlacionados a eles podem ser vistos de maneira simples, e sugerem exatamente que em uma reta paralela ao ângulo formado pela triangulação entre o AI a RE e o AA constituem o eixo X, e o eixo Y originasse da correlação entre os eixos X e Z perpendicularmente, como demonstrado na figura 8 (Roy *et al.*, 2007).

²⁷ Tabela 18, legendas: C7- Apófise espinhosa da 7ª vértebra cervical; T2- Apófise espinhosa da 2ª vértebra torácica; T8- Apófise espinhosa da 8ª vértebra torácica; T12- Apófise espinhosa da 12ª vértebra torácica; FE- Fúrcula esternal; AX- Apêndice Xifóide; AA- Ângulo acromial; AI- Ângulo inferior da omoplata; RE- Raiz da espinha da omoplata; ACo- Apófise coracóide; GU- Gleno-umeral (adaptado de Wu *et al.*, 2005).

Figura 8: Sistema de coordenadas local para os movimentos da omoplata²⁸ (adaptado de Meskers *et al.*, 1999).

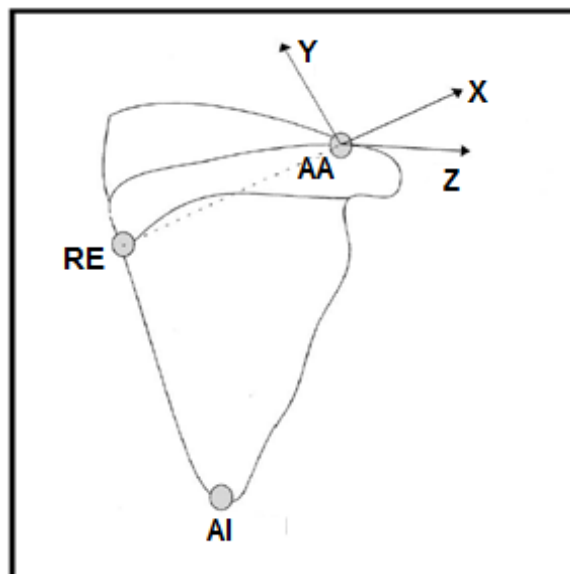


Tabela 19: Divisão dos ângulos de Euler e suas descrições para o sistema de coordenadas global (adaptado de Wu *et al.*, 2005).

Segmento corporal	Eixo	Movimento
Tórax	X	Inclinação anterior e posterior
	Y	Rotação
	Z	Flexão lateral

Tabela 20: Divisão dos ângulos de Euler e suas descrições para o sistema de coordenadas local do tórax (adaptado de Wu *et al.*, 2005).

Segmento corporal	Eixo	Movimento
Omoplata	X	Báscula anterior e posterior
	Y	Protração e retração
	Z	Rotação interna e externa
Úmero	X	Plano de elevação relacionado ao
	Y	Elevação do úmero
	Z	Rotação do úmero

²⁸ Figura 8, legendas: AA- Ângulo acromial; AI- Ângulo inferior da omoplata; RE- Raiz da espinha da omoplata. Eixo X; Eixo Y e Eixo Z (adaptado de Meskers *et al.*, 1999).

3.5.1.3. Medições com o uso da fita métrica

Antes do início da aferição das medidas lineares feitas com a fita métrica, 14 pontos pré-definidos foram marcados com um marcador cuja tinta seria facilmente removida com o uso de álcool após cada recolha, nomeadamente: FE e o ACo; as apófises espinhosas de C7, T2, T3, T4, T5, T6, T7, T8 e T12 na CVe, e o AA, AI, e RE na omoplata.

Depois de marcados os pontos, e determinar os planos de avaliação da posição e orientação da omoplata, respectivamente o plano frontal, plano sagital e plano da omoplata (Borsa *et al.*, 2003), são efetivamente realizadas as medições na posição inicial da omoplata (0°) (Guerreiro & Matias, 2007) e aos 90°.

Foram efetuadas portanto cinco medidas, nomeadamente M1, M2, M3, M4 e M5, entre pontos pré-determinados conforme demonstrado na tabela 21, e anotadas em um registro, cujo modelo pode ser visto no Anexo B.

Tabela 21: Recolha das medidas entre pontos pré-estabelecidos (adaptado de Afonso & Matias, 2012).

Medidas	Pontos de referência
M1	RE à apófise espinhosa mais próxima na horizontal
M2	RE à apófise espinhosa de C7
M3	AA à apófise espinhosa de T3
M4	AI à apófise espinhosa mais próxima na horizontal
M5	FE à ACo

As recolhas das medidas feitas com a fita métrica foram realizadas simultaneamente à captura das medidas realizadas pelo FOB nas duas posições de elevação do MS (0° e 90°) e nos planos sagital, plano frontal e plano da omoplata nesta ordem, por dois investigadores na mesma ocasião, e refeita em uma data diferente.

3.7. Métodos de análise dos dados

Utilizou-se neste estudo a estatística descritiva no intuito de referenciar os valores inerentes à posição e orientação inicial da omoplata (0°) e durante a elevação do MS a 90°.

Antes de aferir a correlação entre as variáveis lineares e angulares, foram definidas as médias, desvio padrão, mediana, intervalo de confiança (limite inferior e superior), valores máximo e mínimo das medidas recolhidas na amostra e erro padrão, para as recolhas feitas pelos dois investigadores em dois momentos (teste-reteste) e dos valores recolhidos com o FOB (Maroco, 2007, 2011).

Ainda que se tenham feito os testes de normalidade da amostra através do Shapiro-wilk (pois a amostra era inferior a 50 sujeitos), no qual a maioria das variáveis apresentaram $p < 0,05$, não existe lugar na estatística paramétrica para uma amostra de 20 sujeitos. Portanto, foi utilizada a estatística não paramétrica, na intenção de observar as correlações obtidas entre às variáveis lineares e às angulares, por meio do coeficiente de correlação de *Spearman*, para o nível de significância de 1% ($\alpha < 0,01$) e 5% ($\alpha < 0,05$). Assim, todos os cálculos realizados neste estudo, foram feitos por meio do software SPSS® versão 22 e Microsoft Excel® 2013 (Guerreiro & Matias, 2007; Loureiro & Gameiro, 2011; Maroco, 2007, 2011).

3.8. Questões Éticas

Ao assinarem o consentimento informado (Anexo C), que foi entregue a todos os sujeitos participantes do estudo, onde a abordagem a ser feita em cada foi explanada de maneira clara, os mesmos estariam concordando inteiramente com a metodologia a que seriam submetidos e cientes de que concordaram em participar da investigação. O processo de investigação científica deve ser realizados mediante a aplicação de normas éticas indispensáveis para proteger os sujeitos da amostra em estudo (Fortin, 2000). Foram aplicados ao presente estudo cinco direitos fundamentais que respeitam a integridade dos investigados que são: O Direito a autodeterminação, que preconiza que todos os sujeitos devem ser esclarecidos verbalmente e por escrito de que seus dados pessoais serão resguardados e que os mesmos podem decidir a qualquer momento se querem continuar a participar ou se pretendem desistir do experimento, conforme sua vontade, que é resguardada pelo Código de Nuremberg (artigo número 9 do Tribunal Internacional de Nuremberg de 1947). O Direito à intimidade resguarda o direito dos sujeitos de que o estudo resguardará sua privacidade e que não o causará danos (ou minimamente dependendo do tipo de experimento) ou o lesará intimamente, também tendo os investigadores por obrigação deixar isso claro tanto de maneira grafada quanto oralmente. Direito ao anonimato, em que a resultância do estudo será confidencial. Isto quer dizer, que não permitirá a identificação

pelos examinadores ou por qualquer outro indivíduo que tenha acesso à investigação. O Direito à proteção em oposição ao incômodo ou dano, no presente estudo foi previamente conhecido pelos investigadores, pois a manutenção das posições necessárias para a realização das medições causam cansaço ao indivíduo, e por isso, lhes foi dado um tempo de descanso sempre que os mesmos se sentissem cansados. E por fim, um direito que não aplica-se a este estudo, por estar fora das atribuições do mesmo, o Direito a um tratamento justo e honesto (Fortin, 2000).

4. APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS

A apresentação dos dados estatísticos foi subdividida em duas partes. Na primeira, detivemos a atenção em apresentar os valores médios encontrados na recolha das medidas lineares recolhidas pelos dois investigadores com a utilização da fita métrica, e as médias referentes à recolha das medidas angulares recolhidas com o FOB, onde é importante salientar, que nessa avaliação das medidas (FOB), 12 dados num total de 468 (aproximadamente 2,56%) foram omitidos por conta de erros na captura. Os resultados foram demonstrados através da estatística descritiva que teve como objetivo explicar as médias (medidas lineares e angulares) seguidas do Desvio Padrão (DP), seguidos da mediana, Intervalo de Confiança 95% (IC) (limite inferior e limite superior), e Erro Padrão (EP), em que apresentaram-se primeiro os valores referentes à posição de 0° em seguida aos 90° de elevação do MS.

No segundo momento, os dados foram demonstrados segundo a correlação que houve entre as medidas lineares entre a omoplata e a coluna, e angulares da omoplata, através do tratamento estatístico de correlações não paramétricas utilizando a significância de correlação de Rô de *Spearman*, que mede a intensidade da relação entre variáveis cinemáticas, para os diversos ângulos pré-estabelecidos simultaneamente (Guerreiro & Matias, 2007; Henriques *et al.*, 2004; Maroco, 2007, 2010).

4.1. Médias do posicionamento da omoplata nos planos testados

Realizou-se o cálculo das médias e DP, IC, EP, e mediana, para as cinco medidas (M1, M2, M3, M4 e M5), nas duas posições de elevação do MS (0° e 90°), bem como nos três planos (plano sagital, plano frontal e plano da omoplata). Este tratamento estatístico foi realizado em todos os indivíduos da amostra e foram apresentadas por meio da estatística descritiva e subdividida em duas partes referentes ao planos e aos graus de elevação do MS.

Cada valor apresentado foi o resultado da média das recolhas efetuadas entre os dois investigadores para as medidas lineares (fita métrica) e para as recolhas das medidas angulares (FOB), assim como apresentaram-se descritivamente somente os números inteiros e a primeira casa decimal, afim de uma melhor exposição e interpretação dos dados relativamente aos dados de maior correlação significativa que foram apresentadas no subcapítulo 4.2. Os valores relacionados à rotação interna, rotação superior e báscula são medidas em graus (°) e as variáveis referentes às medições lineares, isto é, M1, M2, M3, M4 e M5, correspondem a centímetros (cm).

Levando em consideração a elevada quantidade de dados obtidos neste estudo, para que não houvesse simplesmente uma transposição dos dados descritos nas tabelas para uma descrição das mesmas, primamos por explicar melhor aquelas que obtiveram um Coeficiente de Correlação (CC) significativa. Isto significa uma Significância (SIG) com valores relevantes para o presente estudo e os demais dados (não relevantes), foram descritos de maneira mais simples e direta.

Tabela 22²⁹: Apresentação dos dados estatísticos para as medidas angulares e lineares na posição do membro superior a 0°.

Planos	Cálculos	Rot Interna (+)	Rot Superior (-)	Básc. Anterior (-)	M1	M2	M3	M4	M5
		Rot Externa (-)	Rot Inferior (+)	Básc. Posterior (+)					
Plano Frontal a 0°	Média	26,7	2,1	-12,6	7,2	9,5	19,7	8,0	12,9
	IC								
	Limite Inferior	22,3	-0,6	-15,0	6,7	9,0	18,9	7,4	12,4
	95% Limite Superior	31,1	4,9	-10,1	7,6	10,0	20,6	8,5	13,4
	Erro padrão	2,0	1,3	1,1	0,2	0,2	0,3	0,2	0,2
	Mediana	27,6	2,6	-12,7	7,3	9,5	19,9	8,0	12,8
	Desvio Padrão	9,3	5,9	5,2	0,9	1,0	1,7	1,1	1,0
	Mínimo	0,6	-8,2	-23,3	5,1	7,3	16,8	5,8	11,0
Máximo	41,8	17,4	-3,0	8,8	11,4	23,1	10,3	15,0	
Plano da Omoplata a 0°	Média	28,8	0,2	-12,0	7,2	9,8	20,2	8,2	12,6
	IC								
	Limite Inferior	24,6	-2,7	-14,2	6,7	9,3	19,3	7,6	12,2
	95% Limite Superior	33,1	3,2	-9,7	7,7	10,3	21,0	8,7	13,1
	Erro padrão	2,0	1,4	1,0	0,2	0,2	0,4	0,2	0,2
	Mediana	29,2	-0,4	-12,9	7,4	9,7	20,0	8,1	12,8
	Desvio Padrão	9,1	6,3	4,8	1,0	1,0	1,8	1,2	1,0
	Mínimo	6,3	-10,1	-22,3	5,3	7,8	17,8	6,0	10,6
Máximo	45,3	15,3	-3,1	8,6	11,9	23,9	10,9	14,5	
Plano Sagital a 0°	Média	35,3	-0,8	-11,7	7,5	9,9	20,7	9,3	12,3
	IC								
	Limite Inferior	30,7	-4,1	-14,0	7,0	9,4	19,8	8,5	11,9
	95% Limite Superior	39,9	2,5	-9,4	7,9	10,3	21,6	10,2	12,7
	Erro padrão	2,2	1,6	1,0	0,2	0,2	0,4	0,3	0,1
	Mediana	35,7	-1,5	-11,7	7,5	9,9	20,6	8,8	12,5
	Desvio Padrão	9,8	7,1	4,9	0,9	0,9	1,8	1,7	0,8
	Mínimo	9,1	-14,2	-19,5	5,8	8,4	17,8	6,6	10,3
Máximo	51,0	15,6	-0,2	9,3	11,3	25,0	14,0	13,6	

²⁹ Tabela 22, legendas: Rot.- Rotação; Básc.-Báscula; Valores para a rotação em ângulos (°); Valores para medidas lineares em centímetros (cm); IC 95% para a média. . Medidas lineares: M1- RE à vertebra horizontalmente mais próxima; M2- RE à apófise espinhosa de C7; M3- AA à apófise espinhosa de T3; M4- AI à vertebra horizontalmente mais próxima; e M5- fúrcula esternal (FE) à apófise coracóide (ACo).

4.1.1. Análise dos planos frontal, omoplata e sagital a 0°

Com base na tabela 22 e através da análise das tabelas 24, 25 e 26 podemos observar:

4.1.1.1. Amplitude de 0° no plano frontal

Na amplitude de 0° do plano frontal (Tabela 24), a primeira posição angular a apresentar uma média e DP com uma correlação considerável para as médias (DP) das posições lineares foi a rotação interna, que obteve uma média de 26,7° (9,3°), mediana de 27,6°, com um IC 95% variando entre 22,3° a 31,1° para a média, e um EP de 2,09°, com o valor mínimo de 0,6° e o máximo de 41,8° recolhido na amostra. A medida angular da rotação interna se relacionou com duas medidas lineares, sendo estas referentes à M2, que apresentou uma média de 9,5 (1,0) cm com mediana de 9,5 cm, apresentando um IC de 9,0 a 10,0 cm para a média e um EP de 0,2 cm, sendo a maior distância encontrada entre os sujeitos de 17,4 cm e a mínima de 7,3 cm. Outra medida a se relacionar com a rotação interna foi M5, com média de 12,9 (1,0) cm, mediana de 12,8 cm, IC 95% variando entre 12,4 cm a 13,4 cm para a média e com os valores máximo e mínimo para a mostra de 11 cm e 15 cm, além disso demonstrou-se um erro padrão de 0,2 cm.

A Rotação inferior foi a outra posição angular a apresentar uma média e DP com uma correlação considerável para as médias de 3 posições lineares. A média apresentada para esse movimento da omoplata foi de 2,3° (5,9°) com mediana de 2,6° e um IC que variou entre -6,4° a 4,9° para a média e o valor mínimo e máximo para esta medida foram de -8,2° e 17,4° nesta ordem, com EP de apenas 1,3°. A primeira medida linear a relacionar-se com a rotação inferior da omoplata foi M1, no qual a média desta foi de 7,2 (0,9) cm, com mediana de 7,3 cm, com o IC a 95% para a média entre 6,7 a 7,6 cm, o valor máximo encontrado entre os sujeitos de 8,8 cm e o mínimo de 5,1 cm, tendo um EP associado de apenas 0,2 cm. A medida linear M3, apresentou-se com uma média de 19,7 (1,7) cm, com uma mediana de 19,9 cm e intervalo de confiança a variar entre 18,9 a 20,6 cm para a média, e no qual os valores mínimo e máximo entre sujeitos foi de 16,8 cm a 23,1 cm nesta ordem, com um erro padrão de 0,3 cm. Por fim a medida M4 que demonstrou uma média de 8,0 (1,1) cm, tendo como mediana a medida correspondente a 8,5 em um limite inferior de 7,4 cm e a superior de 8,5 cm para a média e valor máximo e mínimo de 10,3 cm e 5,8 cm, com um erro padrão de 0,2 cm.

Na posição de 0° no plano frontal, a báscula da omoplata apresentou uma média equivalente a -12,6° (5,2°) cm, no entanto, esta não obteve correlao significativa com nenhuma das medidas lineares aferidas no mesmo plano.

4.1.1.2. Amplitude de 0° no plano da omoplata

No plano da omoplata, a primeira posição angular da omoplata a apresentar alguma correlação (Tabela 25) com as medidas lineares foi a rotação interna que apresentou um valor médio de 28,8° (9,1°), com uma mediana de 29,2° baseada no intervalo de 24,5° a 33,1° entre o limite inferior e superior do IC 95% para a média, apresentando-se com o EP associado de 2,0° e o valor máximo de 45,3° e mínimo de 6,3° coletada na amostra. A medida linear a fazer correlação com esta medida angular foi M2, na qual esta obteve uma média de 9,8 (1,0) cm de distância entre os pontos anatómicos mensurados. A mediana para esta medida apresentou-se com 9,7 cm, dentro o limite inferior do IC 95% que foi de 9,3 cm, e o limite superior que alcançou os 10,3 cm com relação à média, com um EP associado de 0,2 cm e os valores correspondentes à menor e maior medida encontrada na amostra de 7,8 cm e 11,9 cm. A segunda medida angular a apresentar uma correlação significativa neste plano de movimento, foi a rotação inferior da omoplata, que apresentou uma média angular de 0,2° (6,2°), em que a mediana associada a essa medida foi de 0,4°. Foi relatado também um IC 95% que variou de -2,7° a 3,2° entre os seus limite inferior e superior para a média com a máxima medida recolhida na amostra de 15,3° e a mínima de -10,1°, a demonstrar um EP de 1,4°. A medida linear a correlacionar-se com a rotação superior foi a M1, que apresentou um valor médio de 7,2 (1,05) cm entre as distâncias mensuradas e uma mediana de 7,4 cm para essa medida. O IC 95% entre o limite inferior e superior para M1 foi de 6,7 cm a 7,7 cm para a média e o valor mínimo e máximo recolhido nos sujeitos foi de 5,3 cm a 8,6 cm, com um EP associado de apenas 0,2 cm.

A báscula da omoplata apresentou média angular de 12,0° (4,81°). A medida linear M3 obteve média de 20, (1,8) cm. A medida M4 deteve uma média de 8,2 (1,2) cm. E a medida M5 com média igual a 12,0 (1,0) cm. As medidas M3, M4 e M5 obtiveram um EP de 0,4, 0,2 e 0,2 cm nesta ordem, assim, estas juntamente com as medidas M1 e M2 não tiveram um EP superior a 0,5 cm. Contudo, a medida angular para a báscula da omoplata não obteve nenhuma correlação significativa com nenhuma das medidas angulares, assim como as lineares M3, M4 e M5, não se associaram com nenhuma das medidas angulares estudadas.

4.1.1.3. Amplitude de 0° no plano sagital.

Para este plano, iniciamos por demonstrar também os valores que obtiveram uma SIG e correlação relevantes como demonstrado na tabela 26, para os valores angulares em

comparação aos valores lineares. Iniciamos por apresentar os valores encontrados para a rotação interna da omoplata que se apresentou com uma média e desvio padrão de 35,3° (8,9°), esta medida apresentou-se com uma mediana de 35,75° e referente ao IC 95%, o valor correspondente ao limite mínimo foi de 30,73° enquanto o limite máximo apresentou 39,96° para a média, em que o valor máximo e mínimo das medições nos indivíduos da amostra foram respectivamente 5,1° e 9,1°, sendo aferido um erro padrão de 2,2°. Neste plano, a rotação interna obteve uma correlação significativa com a medida linear M4, no qual esta apresentou-se com uma média de 9,3 (1,7) cm, que uma mediana de 8,8 cm e um intervalo de confiança que varia entre 8,5 a 10,2 cm com o valor da medida máxima na amostra de 14 cm e a mínima de 6,6 cm. O erro padrão associado para essa medida foi de apenas 0,39cm. A rotação superior da omoplata, também apresentou uma medida angular com correlação significativa com as medidas lineares. A média dos valores para essa rotação foi de -0,8° (7,1°), demonstrando uma mediana de 1,5° e um IC 95% de -4,1° no limite inferior e de 2,5° para o limite superior em relação à média e como valor mínimo de -14,2° e máximo de 15,6° nos sujeitos da amostra, ficando EP fixado em 1,6°. A rotação superior da omoplata demonstrou uma SIG e correlação relevante em relação a duas medidas lineares. A primeira foi M4 cujo associou-se também com a rotação interna como descrito acima, porém com uma SIG menor em relação à primeira medida como será demonstrado no subcapítulo 4.2. A outra medida linear associada à rotação superior foi M1 que obteve uma média de 7,2 (0,9) cm, uma mediana de 7,5 cm e um IC 95% para a média com limite inferior de 7,0 cm e 7,9 cm para o limite superior com um erro padrão associado de 0,2 cm e apresentando valores de 5,8 a 9,3 cm entre o valor máximo e mínimo respectivamente para as medidas diretamente obtidas nos sujeitos da amostra.

Para as medidas da báscula da omoplata, a média foi de 11,7° (4,9°). E para as medidas lineares, obtiveram média e DP: M2 com a média 9,9 (0,9) cm. M3 teve média de 20,7 (1,8) cm. E a medida M5 com média de 12,3 (0,8) cm. Todas estas medidas lineares, assim como as que obtiveram correlação significativa, isto é, as 5 medidas obtiveram um EP inferior a 0,5cm.

Como pode-se observar nas descrições realizadas acima para os planos frontal, plano da omoplata e plano sagital, em obtiveram-se valores angulares que se correlacionaram entre as rotações da omoplata e diversas medidas lineares, no entanto, em nenhuma delas observou-se uma correlação significativa dessas medidas lineares com a báscula da omoplata.

Tabela 23³⁰: Apresentação dos dados estatísticos para as medidas angulares e lineares na posição de elevação do membro superior a 90°.

Planos	Cálculos	Rot. Interna (+)	Rot. Superior (-)	Básc. Anterior (-)	M1	M2	M3	M4	M5	
		Rot. Externa (-)	Rot. Inferior (+)	Básc. Posterior (+)						
Plano Frontal a 90°	Média	15,0	-31,9	-5,3	6,0	8,7	15,0	12,8	12,3	
	IC 95%	Límite Inferior	9,5	-36,5	-8,6	5,7	8,3	14,4	12,1	11,9
		Límite Superior	20,4	-27,2	-2,1	6,3	9,2	15,6	13,6	12,7
		Erro padrão	2,5	2,2	1,5	0,1	0,2	0,3	0,3	0,2
	Mediana	16,4	-28,9	-6,7	6,0	8,8	14,9	13,0	12,2	
	Desvio Padrão	11,5	9,9	6,9	0,7	1,0	1,3	1,6	0,9	
	Mínimo	-19,2	-54,9	-21,0	4,6	6,9	13,0	9,9	10,6	
	Máximo	31,8	-17,8	10,4	7,1	4,1	17,8	15,9	14,5	
Plano da Omoplata a 90°	Média	29,4	-30,9	-5,0	7,0	9,7	16,6	13,7	11,7	
	IC 95%	Límite Inferior	24,1	-35,0	-8,2	6,5	9,3	15,9	13,1	11,3
		Límite Superior	34,7	-26,9	-1,8	7,4	10,2	17,2	14,3	12,1
		Erro padrão	2,5	1,9	1,5	0,2	0,2	0,3	0,3	0,1
	Mediana	31,5	-30,7	-6,2	6,9	9,8	16,4	13,4	11,7	
	Desvio Padrão	11,3	8,6	6,9	0,9	0,9	1,3	1,3	0,8	
	Mínimo	-6,7	-52,7	-15,8	5,3	8,0	14,5	10,4	10,1	
	Máximo	41,4	-18,6	13,7	8,6	11,4	20,0	16,3	13,5	
Plano Sagital a 90°	Média	45,2	-31,5	-4,9	7,5	10,2	17,5	14,7	10,7	
	IC 95%	Límite Inferior	38,8	-36,6	-10,0	7,0	9,8	16,7	13,8	10,4
		Límite Superior	51,6	-26,3	0,1	8,0	10,6	18,4	15,6	11,1
		Erro padrão	3,0	2,4	2,4	0,2	0,2	0,3	0,4	0,1
	Mediana	47,9	-28,8	-7,5	7,4	10,0	17,5	14,3	10,7	
	Desvio Padrão	13,7	11,0	10,8	0,9	0,9	1,7	1,9	0,7	
	Mínimo	-2,0	-54,0	-17,8	6,0	8,5	14,9	11,1	9,5	
	Máximo	62,2	-13,2	32,1	9,3	11,5	21,3	19,1	12,5	

³⁰ Tabela 23, legendas: Rot.- Rotação; Básc.-Báscula; Valores para a rotação em ângulos (°); Valores para medidas lineares em centímetros (cm); IC 95% para a média. Medidas lineares: M1- RE à vertebra horizontalmente mais próxima; M2- RE à apófise espinhosa de C7; M3- AA à apófise espinhosa de T3; M4- AI à vertebra horizontalmente mais próxima; e M5- fúrcula esternal (FE) à apófise coracóide (ACo).

4.1.2. Análise dos planos frontal, omoplata e sagital a 90°

Com base na tabela 23 e através na análise das tabelas 27, 28 e 29 podemos observar.

4.1.2.1. Amplitude de 90° no plano frontal

No plano frontal para os 90° de elevação do membro superior, os valores encontrados para as medidas angulares (movimentos da omoplata) foram: Rotação interna, obteve média de 10,0° (11, 5°). A Rotação superior teve uma média e DP de -31,9° (9,9°). E a báscula da omoplata com a média -5,3° (6,9°).

As medidas lineares obtiveram respectivamente: M1 com média de 6,0 (0,7) cm. M2 a média encontrada foi de 8,7 (1,0) cm. As medições de M4 tiveram uma média de 12,8 (1,6) cm. Por fim M5 descreveu-se com média igual a 12,3 (0,9) cm. Em nenhuma das medidas lineares neste plano o EP ultrapassou os 0,5 cm.

Nesta amplitude e plano, nenhuma das medidas angulares recolhidas para as posições da omoplata obtiveram uma SIG e correlação com as medidas lineares (M1, M2, M3, M4 e M5), assim como as medidas lineares não obtiveram correlação com nenhuma das posições da omoplata (Tabela 27).

4.1.2.2. Amplitude de 90° no plano da omoplata

Diferentemente das medidas recolhidas no plano frontal, as recolhidas no plano da omoplata obtiveram SIG e correlação relevante para a rotação interna (Tabela 28), que se apresentou com uma média das medidas de 29,4° (11,3°), a mediana extraída desses valores foi de 31,5° apresentando um intervalo de confiança a 95% para a média de limite inferior igual a 24,18° e de limite superior de 34,7°, com as medidas mínimas e máximas encontradas na amostra pesquisada de -6,7° e 41,4° e com um erro padrão associado de 2,53°.

A medida linear a correlacionar-se com a rotação interna da omoplata foi M2. Nesta medida, a média dos valores encontrados foi de 9,7 (0,9) cm, apresentando uma mediana dos valores de 9,8 cm e um IC variando entre 9,3 cm para o limite inferior e 10,2 cm para o limite superior. Para M2 neste plano o EP encontrado foi de 0,21cm e a medida máxima e mínima encontradas dentre os sujeitos da amostra foram respectivamente 8cm a 11,4cm.

Para a rotação superior, a média foi de -30,0° (8,6°), e a báscula da omoplata que se mostrou com média de -5,4° (0,9°). E para as medidas lineares os valores encontrados foram: M1 com média de 7,0 (0,9). M3 demonstrou uma média entre os indivíduos de 16,6 (1,3)

cm. M4 teve como média entre os sujeitos o valor de 13,7 (1,3) cm. E M5 que obteve como média das medições nos indivíduos o valor de 11,7 (0,8) cm. Também neste plano, nenhuma das medidas investigadas superou 0,5cm de EP associado.

No plano da omoplata, apenas a rotação interna da omoplata obteve correlação significativa com a medida linear de M2. As medidas para a rotação superior e báscula da omoplata, não obtiveram correlação e SIG suficientes para manterem uma associação mínima entre as variáveis.

4.1.2.3. Amplitude de 90° no plano sagital

As medidas recolhidas para as posições angulares, isto é, a rotação interna, rotação superior e báscula da omoplata obtiveram os seguintes valores: a rotação interna obteve média de 45,2° (13,7°). A rotação superior da omoplata constou de média igual a -31,5° (11°) com mediana de -28,8°. E a báscula da omoplata, foi demonstrada por um valor médio de -4,9° (10,8°) na amostra investigada.

Neste mesmo plano com elevação a 90° do MS, os valores para as medidas lineares foram: em M1 com a média de 7,5 (0,9) cm. M2 se apresentou com valor médio de 10,2 (1,7) cm. Os valores médios para M3 foram de 17,5 (1,7) cm. M4 apresentou uma média de 14,7 (1,9) cm. E a medida M5 obteve a média de 10,7 (0,79) cm. Também vale mencionar que neste plano nenhuma das medidas lineares apresentou-se com o EP superior a 0,5cm.

Observa-se através da descrição feita para a amplitude de 90° de elevação do MS no plano sagital, que nenhuma das posições angulares da omoplata obteve correlação significativa com as medidas lineares (M1, M2, M3, M4 e M5) (Tabela 29).

Como pode-se observar através da descrição da elevação do MS a 90° nos três planos investigados, apenas a rotação interna obteve uma correlação significativa com M2, no plano da omoplata, nos demais planos, não se pode demonstrar nenhuma correlação relevante entre as medidas angulares e lineares estudadas, bem como observa-se também que a báscula da omoplata não obteve nenhuma correlação quer na amplitude de 0° como de 90° de elevação do MS.

4.2. Descrição da significância e correlação entre os dados lineares e angulares

Neste sub-capítulo optou-se por descrever o grau de significância e correlação entre as variáveis obtidas através da avaliação da amostra.

Na observação de um conjunto de dados, o coeficiente de correlação de Spearman (R_s) que determina-se por uma medida de correlação não paramétrica³¹ entre múltiplas variáveis, apresenta-se com o valor 1 quando ocorre uma associação direta perfeita e o valor -1 quando a associação apresenta-se inversamente perfeita, isto é, quanto mais próximos os valores obtidos chegarem de 1 e -1, maior o grau de associação, em que o nível de significância para a associação, pode ser de 1% ($\alpha < 0,01$) e de 5% ($\alpha < 0,05$). Contudo, quando entre as variáveis observadas não existe correlação alguma, o coeficiente R_s apresenta-se próximo de zero (Guerreiro & Matias, 2007; Guimarães & Cabral, 1997; Maroco, 2007, 2010).

Para medir a força da correlação alguns autores descreveram diferentes valores como graus de intensidade, algumas mais detalhadas e outras menos. Dancey & Reidy's, (2004) descreveram uma proposta de categorização para os coeficientes de correlação, em que os valores são divididos de acordo com a força da mesma, sendo neste o valor 1 empregado para a correlação perfeita; de 0,7 a 0,9 para uma forte correlação; de 0,4 a 0,6 a correlação é moderada; 0,1 a 0,3 tem uma correlação fraca; e 0 (zero) para nenhuma correlação. Segundo Gibson *et al.* (1995) a correlação dos valores foi distribuída de outra forma, no qual acima de 0,9 o valor é excelente; de 0,8 a 0,89 a correlação é boa; 0,7 a 0,79 é moderada; e abaixo de 0,69 existe uma correlação pobre. Segundo Peterson *et al.* (1997) acima de 0,75 os valores são considerados de bons a excelentes; de 0,5 a 0,75 são de moderados a bons; e entre 0,25 e 0,5 é fraca. Afonso & Matias (2012), adaptaram o método de Peterson *et al.* (1997) no qual determinaram que valores maiores que 0,75 são de bons a excelentes; 0,7 a 0,74 são próximos de bom; e acima de 0,5 de moderados a aceitáveis, com um *cut-point* de 0,5. Neste estudo optaremos pela proposta de Peterson *et al.* (1997) por se enquadrar melhor nos padrões de valores encontrados em nossa investigação, todavia, usamos um *cut-point* de 0,4 como sendo um valor aceitável de correlação, em que, a partir de 0,5, os valores são considerados moderados, contudo, foram descritos os motivos desta tomada de *cut-point* durante a discussão deste trabalho.

³¹A princípio, os coeficientes de correlação não paramétricos não exigem nenhuma pressuposição a respeito da forma em que as variáveis se distribuem (Maroco, 2010).

4.2.1. Descrição da correlação e significância dos dados lineares e angulares nos 3 planos na posição de 0° de elevação do membro superior.

Tabela 24: Resultados do cálculo das Correlações no Plano Frontal a 0° de elevação do Braço.

Movimentos da omoplata	Correlação e SIG	Medidas Lineares				
		M1	M2	M3	M4	M5
Rotação Interna da Omoplata	Coefficiente de Correlação	,330	,449*	,115	,142	-,505*
	SIG (2 extremidades)	,155	,047	,629	,549	,023
Rotação Inferior da Omoplata	Coefficiente de Correlação	,564**	,150	,487*	,489*	-,335
	SIG (2 extremidades)	,010	,528	,029	,028	,148
Báscula da Omoplata	Coefficiente de Correlação	-,057	,142	-,303	-,374	-,344
	SIG (2 extremidades)	,811	,552	,195	,104	,138
*. A correlação é significativa no nível 0,05 (2 extremidades).						
**. A correlação é significativa no nível 0,01 (2 extremidades).						

De acordo com o que é demonstrado na tabela 24, na rotação interna da omoplata na posição inicial (0°) do MS, foi obtido um coeficiente de correlação que se mostrou mais significativo em M2 (CC= 0,449) e M5 (CC= -0,505), demonstrando força aceitável para M2 e moderada para M5, ambas com uma SIG no nível 0,05 com 0,047 para M2 e 0,023 para M5. O mesmo ocorreu com a rotação inferior da omoplata, em que também foi encontrada uma significância moderada em M1 (CC= 0,564) na qual a SIG foi mais forte de 0,010 no nível 0,01, e uma correlação aceitável em M3 (CC= 0,487) e em M4 (CC= 0,489), sendo a SIG nestas duas no nível 0,05, portanto 0,029 para M3 e 0,028 para M4, o que demonstra alguma fidedignidade na recolha dos dados nestas posições tanto para a rotação interna quanto para a rotação superior. No entanto para a Báscula da omoplata, não encontrou-se correlação significativa entre os dados.

Tabela 25: Resultado do cálculo das Correlações no Plano da Omoplata a 0° de elevação do Braço.

Movimento	Correlação e SIG	Medidas Lineares				
		M1	M2	M3	M4	M5
Rotação Interna da Omoplata	Coefficiente de Correlação	,402	,496*	,170	,416	-,362
	SIG (2 extremidades)	,079	,026	,474	,068	,117
Rotação Inferior da Omoplata	Coefficiente de Correlação	,577**	,439	,337	-,026	-,232
	SIG (2 extremidades)	,008	,053	,146	,913	,325
Báscula da Omoplata	Coefficiente de Correlação	-,140	-,151	-,272	-,194	-,302
	SIG (2 extremidades)	,557	,526	,246	,413	,195
*. A correlação é significativa no nível 0,05 (2 extremidades).						
**. A correlação é significativa no nível 0,01 (2 extremidades).						

Novamente, demonstram-se resultados satisfatórios na posição inicial da omoplata, como pode ser visto na tabela 25. Na observação do comportamento da omoplata aos 90° de elevação do MS, no plano da omoplata, encontrou-se novamente uma correlação aceitável em M2 (CC= 0,496) com SIG de 0,026 ao nível 0,05 para a rotação interna, e moderada em M1 (0,577) com SIG de 0,008 portanto, no nível 0,01, isto é, com maior intensidade para a inferior.

Tabela 26: Resultado do cálculo das Correlações no Plano Sagital a 0° de elevação do Braço.

Movimento	Correlação e SIG	Medidas Lineares				
		M1	M2	M3	M4	M5
Rotação Interna da Omoplata	Coeficiente de Correlação	,373	,439	,342	,624**	-,346
	SIG (2 extremidades)	,106	,053	,140	,003	,135
Rotação Superior da Omoplata	Coeficiente de Correlação	,474*	,190	,156	-,525*	-,184
	SIG (2 extremidades)	,035	,423	,510	,018	,437
Báscula da Omoplata	Coeficiente de Correlação	-,129	,019	-,276	-,172	-,257
	SIG (2 extremidades)	,589	,938	,239	,470	,274
*. A correlação é significativa no nível 0,05 (2 extremidades).						
**. A correlação é significativa no nível 0,01 (2 extremidades).						

Mais uma vez, na posição inicial a omoplata tem demonstrado valores moderados de correlação com significância moderada. Pode-se observar na tabela 26, que para a rotação interna da omoplata na posição M4 (CC= 0,624) a correlação é moderadamente significativa com uma SIG de 0,003 no nível 0,01, ou seja, mais próxima dos 100%. Para a M1 a correlação foi aceitável (CC= 0,474) e M4 (CC= -0,525) com correlação moderada durante a rotação superior, porém, a correlação da rotação superior com M4, apesar de ter também uma correlação moderada, teve uma SIG de 0,035 que assim como M1 com SIG de 0,018 no nível 0,05, não demonstraram superioridade na correlação em relação à medida M4 na correlação com a rotação interna. Todavia, para a báscula da omoplata, mais uma vez não foi observada correlação ou SIG suficiente.

Resumidamente, as posições angulares da omoplata que obtiveram correlações com as medidas lineares, na posição inicial, podemos observar que a rotação interna da omoplata obteve correlação significativa com M2 e M5 no plano frontal, com M2 no plano da omoplata e com M4 no plano sagital. A rotação inferior da omoplata teve um número de 4 correlações assim como a rotação interna, estabelecidas com M1, M3 e M4 no plano frontal, e com M1 no plano da omoplata. Por último a rotação superior da omoplata a apresentar correlação significativa com M1 e M4 no plano sagital.

4.2.2. Descrição da correlação e significância dos dados lineares e angulares nos 3 planos na posição de 90° de elevação do membro superior.

Tabela 27: Resultado do cálculo das Correlações no Plano Frontal a 90° de elevação do Braço.

Movimento	Correlação e SIG	Medidas Lineares				
		M1	M2	M3	M4	M5
Rotação Interna da Omoplata	Coeficiente de Correlação	-,040	,280	-,055	-,301	-,354
	SIG (2 extremidades)	,867	,232	,818	,197	,126
Rotação Superior da Omoplata	Coeficiente de Correlação	-,133	-,242	-,098	-,060	-,292
	SIG (2 extremidades)	,578	,304	,682	,803	,212
Báscula da Omoplata	Coeficiente de Correlação	,122	,257	-,021	,345	,086
	SIG (2 extremidades)	,608	,274	,930	,137	,718
*. A correlação é significativa no nível 0,05 (2 extremidades).						
**. A correlação é significativa no nível 0,01 (2 extremidades).						

Na tabela 27, o grau de significância encontrado na elevação do braço a 90° no plano frontal não foi forte o suficiente para que houvesse correlação entre os dados tanto na rotação interna e superior da omoplata quanto para a báscula, talvez pela dificuldade na fixação ou estabilização da posição do braço em 90° de elevação durante a realização das medições como será discutido no próximo capítulo.

Tabela 28: Resultado do estudo das Correlações no Plano da Omoplata a 90° de elevação do Braço.

Movimento	Correlação e SIG	Medidas Lineares				
		M1	M2	M3	M4	M5
Rotação Interna da Omoplata	Coeficiente de Correlação	,297	,484*	,237	,336	-,421
	SIG (2 extremidades)	,204	,031	,315	,148	,065
Rotação Superior da Omoplata	Coeficiente de Correlação	,098	-,111	-,092	,008	-,232
	SIG (2 extremidades)	,682	,641	,699	,974	,324
Báscula da Omoplata	Coeficiente de Correlação	,137	,146	-,102	-,120	,029
	SIG (2 extremidades)	,565	,540	,670	,615	,902
*. A correlação é significativa no nível 0,05 (2 extremidades).						
**. A correlação é significativa no nível 0,01 (2 extremidades).						

Durante a elevação do braço aos 90° no plano da omoplata, como observado na tabela 28, já se tem alguma correlação de significância aceitável para M2 (CC= 0,484) com SIG de 0,031, isto é, no nível 0,05, para a rotação interna da omoplata, demonstrando que pode ser essa uma das poucas medidas com alguma correlação possível de ser reproduzida a 90° de elevação do MS.

Contudo, para a rotação superior e báscula da omoplata, não foram encontrados valores significativos para determinar que a correlação entre as outras medidas sejam passíveis de notoriedade ou significância estatística.

Tabela 29: Resultado do cálculo das Correlações no Plano Sagital a 90° de elevação do Braço.

Movimento	Correlação e SIG	Medidas				
		M1	M2	M3	M4	M5
Rotação Interna da Omoplata	Coefficiente de Correlação	,017	,368	,032	,220	-,201
	SIG (2 extremidades)	,942	,111	,892	,352	,396
Rotação Superior da Omoplata	Coefficiente de Correlação	,184	,104	,226	,162	-,131
	SIG (2 extremidades)	,437	,662	,338	,495	,583
Báscula da Omoplata	Coefficiente de Correlação	,281	,112	,065	-,052	-,128
	SIG (2 extremidades)	,231	,639	,786	,827	,589
*. A correlação é significativa no nível 0,05 (2 extremidades).						
**. A correlação é significativa no nível 0,01 (2 extremidades).						

Pode-se observar na tabela 29, que durante a elevação do braço no plano sagital, assim como nas demais tabelas que tratam da elevação do ombro a 90°, que não existem correlações de significância para nenhuma das rotações da omoplata, com distinção apenas para a rotação interna no plano da omoplata que apresentou moderada significância em M2 (CC= 0,484) e SIG de 0,05. Observou-se portanto, que há maior correlação a 0° que a 90° generalizadamente.

Vários fatores podem interferir para tal, como, porções musculares nos pontos de recolha, deslizamento da pele, diferenças entre sujeitos, dificuldades na palpação ou mesmo a dificuldade em definir a posição exata de posicionamento do ombro nessa amplitude de movimento (McClure *et al.*, 2001; Struyf *et al.*, 2012).

A correlação entre estes fatores será melhor questionada e explanada no próximo capítulo, referente à discussão destes dados obtidos.

5. DISCUSSÃO

Alguns estudos vêm sendo realizados nas últimas décadas com a intenção de avaliar a posição e orientação normal e disfuncional da omoplata, contudo, a maioria das investigações analisadas no decorrer deste trabalho, apesar de úteis e de elevado rigor metodológico, tendem a ter formas complexas e dispendiosas para a avaliação em causa, ou seja, em laboratório são formas válidas de observação e acumulação de informação sobre a posição e orientação da omoplata durante o movimento. Todavia, os métodos utilizados em ambiente laboratorial têm uma grande barreira na viabilização do seu uso na clínica para aceder às informações necessárias a fim de imbuir os clínicos de informações válidas e facilmente obtidas, tanto por seu custo quanto pela aplicabilidade (Borstad *et al.*, 2006; DiVeta *et al.*, 1990; Gibson *et al.*, 1995; Host, 1995; Kibler, 1998; Nijs *et al.*, 2007; Odom *et al.*, 2001; Sobush *et al.*, 1996; Struyf *et al.*, 2012).

No intuito de colaborar para a elaboração de um método simples, de fácil execução e interpretação de dados acerca da posição e orientação da omoplata quer em indivíduos saudáveis, quer em sujeitos com disfunção do CAO, este estudo destinou-se a recolher e compilar informação para que mais um passo seja dado nesse sentido. Portanto, a metodologia utilizada para este feito, se deu através da recolha de informações diretas, isto é, através de medidas lineares (em centímetros) de distâncias entre “pontos-chave” da cintura escapular, tórax e coluna vertebral em duas amplitudes de elevação do MS (0° e 90°) nos planos sagital, frontal e da omoplata, utilizando métodos de recolha já descritos por outros autores (Borstad *et al.*, 2006, 2008; DiVeta *et al.*, 1990; Gibson *et al.*, 1995; Host, 1995; Kibler, 1998; McClure *et al.*, 2001; Peterson *et al.*, 1997; Sobush *et al.*, 1996; Struyf *et al.*, 2012). O que nós propusemos, foi averiguar qual a correlação entre as medidas lineares (que podem ser recolhidas de forma mais simplória), com medidas em ângulos (recolhidas em ambiente laboratorial por meios mais complexos), e saber se através da correlação entre estas medidas lineares, pode-se obter valores preditivos de maneira mais simples e fidedigna para alcançar as medidas angulares. Para atingir este objetivo, dois pesquisadores avaliaram por duas vezes a posição da omoplata em 5 diferentes medidas lineares (M1, M2, M3, M4 e M5) no plano frontal, sagital e plano da omoplata, e em seguida avaliaram a posição angular da mesma também nos 3 planos de movimento utilizando o recurso de varrimento espacial eletromagnético FOB (Afonso & Matias, 2012).

Deste modo, foi realizada no presente capítulo, a discussão acerca dos resultados adquiridos, do ponto de vista da literatura pesquisada e do modelo de recolha de dados

utilizado nesta investigação. Assim, a discussão está organizada segundo os principais objetivos da investigação, assim como em alguns pontos do enquadramento teórico.

5.1. Considerações sobre a amostra

Iniciamos por descrever de maneira sucinta as principais diferenças entre a amostra deste estudo e as amostras encontradas em outras investigações, tendo-se em vista que a precisão dos testes estatísticos correlaciona-se em grande parte ao tamanho da amostra (Loureiro & Gameiro, 2011).

Como descrito antes (Capítulo 3.3.1), o presente estudo teve como amostra um número de 20 sujeitos assintomáticos com uma variação na idade de 18 a 21 anos (média de 19,5 anos), composta por adultos jovens em que 16 indivíduos, 80%, eram do sexo feminino e 4 indivíduos, 20%, do sexo masculino. O indivíduo mais alto a participar do estudo tinha 1,80 m, o menor obteve uma altura de 1,53 m e a média de altura dos indivíduos era de 1.65 m ($\pm 0,07$). O peso dos sujeitos variou entre um mínimo de 49 kg e o máximo de 96 kg, sendo o peso médio da amostra de 60,55 Kg ($\pm 11,75$).

Torna-se importante mencionar estes valores, pois as variações físicas encontradas entre os sujeitos da amostra podem interferir nos resultados de cálculos estatísticos, pois como dito por Guerreiro e Matias (2007), as dimensões do tórax estão relacionadas ao posicionamento da omoplata, e que os mesmos apresentam-se maiores em sujeitos do sexo masculino, assim como no estudo de Sobush *et al.* (1996) no qual a amostra estudada incidiu sobre mulheres, uma vez que a condição postural de escoliose idiopática em adolescentes e adultos jovens é conhecida por ser mais prevalente neste gênero.

Alguns estudos obtiveram semelhanças quanto ao número de sujeitos da amostra, como foi o estudo de Guerreiro e Matias (2007) que constou de 20 indivíduos assintomáticos, sendo neste 12 o número de sujeitos do sexo masculino e 8 do sexo feminino com uma média de idade de 26 anos. O estudo de Afonso e Matias (2012) também teve uma amostra de 20 indivíduos sem presença anterior de disfunção do CAO, tendo como maioria sujeitos adultos jovens em sua maioria do sexo feminino.

Outras investigações contiveram amostras menores em relação à amostra do nosso estudo, como na realizada por T'Jonck e colaboradores, (1996) no qual a amostra foi de 17 sujeitos, onde 13 destes eram do sexo feminino e 4 do sexo masculino. Neste estudo a amostra também era composta por adultos jovens com idades entre 21 e 23 anos (T'Jonck *et al.*, 1996). Já no estudo de Sobush *et al.* (1996), o valor foi menor, com uma amostra de 15

indivíduos sendo todos eles do sexo feminino e com idades a variar entre os 19 e 21 anos, portanto muito semelhante à do presente estudo.

Em contraposição aos números explanados acima, outras investigações obtiveram um número maior de sujeitos. O estudo de Yano *et al.* (2001), constou de uma amostra de 21 sujeitos, 17 do sexo masculino e 4 do sexo feminino, com a idade dos sujeitos variando entre 18 e 32 anos (média de 23.7 anos), altura de 1,69 m (± 0.8 cm) e peso de 66 kg ($\pm 14,1$ kg) em que 19 tinham o lado direito dominante e 2 o esquerdo. Borsa *et al.* (2003) estudaram uma amostra de 27 indivíduos (17 do sexo feminino e 10 do sexo masculino), com idade de 20.4 anos (± 2.4). Velinho e Matias (2008) assim como Neves e Matias (2008) estudaram amostras de 30 sujeitos cada. Gibson *et al.* (1995) estudaram uma amostra de 32 sujeitos, 17 homens e 15 mulheres assintomáticos entre 22 e 34 anos (média de 26.6) e altura média de 1,75 m. Diferentemente dos estudos anteriores, Odom *et al.* (2001), realizaram um estudo com uma amostra de 46 sujeitos, sendo que 20 destes apresentavam sintomas diversos no CAO e 26 eram assintomáticos (ou diagnosticados com outras patologias não associadas ao CAO). Este estudo constituiu-se de uma amostra mais diversificada, no qual indivíduos entre 18 e 65 anos (média de 30 e DP de 11,1 anos) foram investigados (Odom *et al.*, 2001). Já Peterson *et al.* (1997), obtiveram uma amostra de 49 indivíduos (25 homens e 24 mulheres) assintomáticos, com idade a variar entre os 20 aos 48 anos, porém com uma média igual a de Odom *et al.* (2001), de 30 anos. Borstad (2006), em sua investigação estudou uma amostra de 50 sujeitos assintomáticos e com idade entre 18 a 56 anos. E por fim o estudo com a maior amostra aqui demonstrada foi o de DiVeta *et al.* (1990) que estudou uma amostra de 60 indivíduos igualmente divididos entre 30 homens e 30 mulheres todos destros e assintomáticos. Neste estudo a média de idade da amostra foi de 26 anos com DP de 3.8 (Diveta *et al.*, 1990).

É importante frisar que estudos com amostras maiores podem oferecer estimativas mais exatas dos parâmetros populacionais, ou seja, amostras maiores, podem levar a estimadores mais precisos. Portanto, amostras reduzidas e com menor sensibilidade, carregam uma imprecisão substancial no tocante das deduções estatísticas (Loureiro & Gameiro, 2011). Contudo, todos os estudos possuem valores diferentes de amostragem, todavia, com exceção do estudo de Diveta *et al.* (1990), os demais estudos constam de amostras iguais ou inferiores a 50 sujeitos, o que pode estar relacionado ao tempo e dificuldade de recolha dos dados e da prática prévia para o feito (Afonso & Matias, 2012).

5.2. Considerações sobre as medidas e a sua fidedignidade

O estudo da posição e orientação da omoplata durante a elevação do úmero em várias posições, já vem sendo perseguida a alguns anos por algumas das investigações mencionadas acima, entre outras (Kibler, 1998, 2002; Struyf *et al.*, 2012).

Sobre as posições angulares encontradas durante as rotações realizadas pela omoplata no decorrer da elevação do MS, vários estudos referiram diferentes valores para a mesma (Borsa *et al.*, 2003; Guerreiro & Matias, 2007; Ludewig & Reinolds, 2009; Ludewig *et al.*, 2010; Meskers *et al.*, 2007; Roy *et al.*, 2007; Yano *et al.*, 2010). As discrepâncias entre os valores encontrados para as rotações da omoplata, podem ser fruto dos diferentes tipos de amostras estudadas como mencionado acima, além dos métodos de recolhas assim como ferramentas para obtenção dos dados, assim, torna-se difícil realizar uma comparação direta entre os valores mencionados em outras investigações e o presente estudo (Pontim, 2013; Struyf *et al.*, 2012).

Alguns estudos identificaram posições angulares para a rotação interna e externa, rotação superior e inferior e báscula anterior e posterior por meio de diversas técnicas de recolha como pode ser visto nas tabelas 6,7,8,9,10,11 e 12 (Borsa *et al.*, 2003; Guerreiro & Matias, 2007; Ludewig & Reinolds, 2009; Ludewig *et al.*, 2010; Meskers *et al.*, 2007; Roy *et al.*, 2007; Yano *et al.*, 2010).

Os dados do presente estudo obtiveram valores discrepantes das rotações da omoplata em relao a maioria dos estudos investigados assim como os resultados entre os próprios estudos, porém algumas dessas investigações utilizaram a mesma ferramenta para a identificao das posies angulares, o FOB (Ludewig & Reinolds, 2009; Ludewig *et al.*, 2010), no entanto, utilizam tal ferramenta adaptado a um sistema de pinos ósseos, isto , recorrem a uma metodologia invasiva. Contudo, estudos como o de Afonso e Matias (2012), Guerreiro e Matias (2007) e Meskers et al. (2007) utilizam a mesma metodologia do presente estudo, ou seja, um método não invasivo para a recolha das medidas angulares.

De acordo com o objetivo do presente estudo em observar se as medidas lineares coletadas correlacionam-se ou não com as medidas angulares observadas nas rotaes da omoplata, a discussão acerca dos dados obtidos e descritos na análise dos resultados será feita em dois momentos como os dados observados, isto , primeiro serão discutidos os dados referentes  posio inicial e em seguida os dados relacionados  posio angular de 90 do MS.

As medidas de associação, conhecidas também por coeficientes de correlação tem por incumbência quantificar a intensidade e a direção da associação entre variáveis, sem, no entanto, medir a implicação da causa e efeito entre ambas (Maroco, 2007, 2010).

Deste modo, de acordo com a tabelas 24 observa-se que a primeira medida linear a correlacionar-se com uma rotação na posição inicial da omoplata foi M2 com a rotação interna da omoplata no plano frontal. Esta medida descreve-se pela distância entre a RE á apófise espinhosa de C7 e não é portanto, uma medida habitualmente mencionada na literatura. Guerreiro e Matias (2007) observaram uma posição semelhante, com diferença para a apófise espinhosa investigada, no caso, ao invés de C7, estudaram a distância entre a RE e T1. Contudo, a medida M2 assim como as demais (M1, M3, M4 e M5) tiveram a sua validade concorrente observada pela primeira vez no estudo de Velhinho e Matias (2008) atingindo um CCI=0,78 a 0,93 na posição de repouso da omoplata, sendo assim considerado um valor de bom a excelente segundo a escala de força da correlação utilizada por Peterson et al. (1997). No estudo de Afonso e Matias (2012), para a mesma medida, ou seja, a posição inicial da omoplata (0°) no plano frontal, M2 obteve um coeficiente de correlação intra-observador variando entre CCI= 0,759 a 0,824, sendo considerados de bons a excelentes, e um coeficiente de correlação inter-observador de CCI= 0,927 enquadrando-se plenamente na categoria de excelente.

O valor do coeficiente de correlação desta medida linear (M2) obtida no presente estudo em relação à rotação interna da omoplata foi de 0,449, ou seja, se o mesmo for observado através do escopo de Peterson *et al.* (1997), seria considerado um valor muito próximo de aceitável estando bastante próximo de 0,5. No entanto, considerando-se a classificação de Dancey e Reidy's, (2004), poderia ser considerado um valor moderado. Este valor de correlação apresentou-se com um nível de SIG=0,047, portanto, ao nível de $p<0,05$ dando alguma margem para que se afaste a possibilidade de que a hipótese de correlação seja nula.

A segunda medida linear a correlacionar-se com a rotação interna da omoplata na posição inicial da omoplata no plano frontal foi M5. Esta medida foi descrita por Bostad, (2006) como uma das variáveis a serem calculadas para a obtenção do PMI. A medida M5 corresponde à distância entre a FE e a ACo, em que a palpação é utilizada como método de localização das eminências ósseas apresentando um CCI de 0,96. Neste estudo, o valor da correlação de *Pearson* para a distância entre a FE e o ACo foi de $p=0,48$ para um $P<.05$ (Borstad, 2006). Para a medida M5, Afonso e Matias (2012) obtiveram um CCI intra-

observador variando de 0,764 a 0,850 considerados de bons a excelentes e um CCI inter-observador de 0,974 considerado excelente. Portanto, é uma medida passível de ser reproduzida em ambiente clínico com alguma confiança quanto aos dados recolhidos.

No presente estudo, o coeficiente de correlação da medida M5 com a rotação interna no plano frontal apresentou-se com um valor de -0,505 sendo considerado portanto um valor aceitável de acordo com Peterson *et al.* (1997) ou moderado de acordo com a classificação de Dancey e Reidy's (2004), vindo a abrir uma possibilidade de refutar a hipótese nula para a correlação, pois apresentou uma SIG= 0,023, portanto, no nível $p < 0,05$.

Ainda no plano frontal sobre a posição inicial da omoplata, a segunda rotação da omoplata a manter algum nível de correlação com as medidas lineares foi a rotação inferior da omoplata. Nesta, a primeira medida linear a correlacionar-se foi M1 que compreende-se pela distância entre a RE da omoplata à apófise espinhosa da vértebra horizontalmente mais próxima. Esta medida, já pode ser observada com maior frequência na literatura. Em 1996, Sobush e colaboradores aferiram a medida linear entre essas distâncias para a elaboração do *Lennie test* com um CCI 2,1 inter-investigadores de 0,80 para o lado dominante e de 0,66 para o não dominante. Os investigadores avaliaram o coeficiente de correlação entre as medidas coletadas na pele e radiografias obtendo uma correlação de 0,79 para o lado dominante com uma SIG de 0,001 e de 0,78 para o lado não dominante com SIG também de 0,001, em que os CCI's intra e inter-observador para as radiografias foram respectivamente de 0,92 e 0,80 para o lado dominante e de 0,88 e de 0,91 para o não dominante (Sobush *et al.*, 1996). O método de recolha de medidas diferiu-se do presente estudo, contudo, T'Jonck e colaboradores (1996) obtiveram medidas semelhantes às encontradas neste estudo utilizando uma metodologia semelhante, ou seja, adaptando a técnica de Kibler (1998) para a posição de 0°, medindo do angulo médio da borda interno da omoplata á vertebra mais próxima com uma fita e depois comparando à fita métrica. Neste método os investigadores obtiveram um CCI intra-observador de 0,99 e 0,91 para o lado dominante e não dominante respectivamente e de 0,79 e 0,66 para o lado não dominante, porém para ambos os testes o valor p demonstrava diferenças significativas entre as medições. Em termos de semelhanças entre os testes, o teste que descreve exatamente o mesmo método de recolha foi o utilizado por Afonso e Matias (2012), neste estudo, o CCI intra-observador teve uma variação praticamente insignificante entre os dois observadores variando entre 0,696 e 0,697, sendo assim valores considerados moderados tanto para a força da correlação estipulada por

Peterson *et al.* (1997) quanto a de Dancey e Reidy's (2004), e o CCI inter-observador podendo ser observado com um valor excelente de 0,921.

O valor encontrado para o CC no presente estudo foi de 0,564 entre M1 e a rotação inferior, podendo se considerar um valor que varia de aceitável a moderado de acordo com as determinações de Peterson *et al.* (1997) ou moderados segundo a determinação de Dancey e Reidy's (2004), contudo, a SIG=0,010 portanto ao nível de $p=0,01$ exclui com ainda mais força a hipótese de que a correlação seja nula.

A seguir a linha de raciocínio em que apresentam-se os valores lineares que obtiveram correlação com medidas angulares, a segunda medida a obter correlação com a rotação inferior foi M3. Esta medida compreende-se pela distância entre ao AA e a apófise espinhosa de T3. DiVeta *et al.* (1990), obtiveram um CCI intra-observador para esta medida e para uma segunda (RE a T3) de 0,94, podendo considerar-se excelente. Posteriormente, T'Jonck *et al.* (1997), reavaliaram esta medida na posição inicial da omoplata obtendo um CCI intra-observador de 0,9 e de 0,89 podendo serem considerados valores de bons a excelentes (Peterson *et al.*, 1997), para o lado dominante e não dominante respectivamente, e um ICC inter-observador variando de 0,45 a 0,72 para o lado dominante e não dominante, sendo assim considerado aceitável para o lado dominante e excelente para o lado não dominante (Peterson *et al.*, 1997) ou de moderado a forte (Dancey & Reidy's, 2004). Segundo a metodologia mais próxima do presente estudo, que foi a usada por Afonso e Matias, (2012), a medida M3 no plano frontal na posição inicial apresentou uma CCI intra-observador variando entre 0,505 a 0,851 assim de aceitáveis a excelentes de acordo com Peterson *et al.*, (1997), e o CCI inter-observadores apresentou-se excelente com CCI=0,829, o que demonstra uma certa garantia na repetibilidade do teste.

O coeficiente de correlação estabelecido entre M3 e a rotação inferior foi de 0,487 podendo ser considerado um valor de aceitável a moderado de acordo com a terminologia de Peterson *et al.* (1997) para a força da correlação, este valor apresentou uma SIG=0,29 portanto para o nível de $p<0,05$, o que também revela alguma força para que a hipótese nula de correlação seja descartada para o presente estudo.

A última medida linear com a rotação inferior no plano frontal na posição inicial da omoplata foi M4, que determina-se pela medição da distância entre o AI da omoplata e a apófise espinhosa mais próxima horizontalmente. Esta medida em semelhança a M1, foi mais amplamente descrita na literatura. Sobush *et al.* (1996) também estiveram entre os

primeiros a realizarem estudos mediante o cálculo das distâncias lineares de M1. Neste estudo, Sobush *et al.* (1996) obtiveram um CCI (2,3) intra-classe de 0,77 a 0,86 para o lado dominante e não dominante respectivamente, e ao correlacionar os dados obtidos pela captura na pele e por meio de radiografias, os investigadores observaram um coeficiente de correlação de 0,78 com SIG de $p < 0,01$ para o lado dominante, e 0,82 para o lado não dominante com SIG de $p < 0,01$ sendo os valores de correlação sendo considerados excelentes de acordo com a denominação da foça de Peterson *et al.* (1997). Os valores foram extraídos também de radiografias que apresentaram um CCI intra e inter-observador de 0,96 e 0,92 nesta ordem para o lado dominante e de 0,84 e 0,76 para o lado não dominante, considerando-se assim, tanto os valores para o CCI intra como inter-observador excelentes. Contudo, a ressalva de que essas distâncias foram aferidas com um método diferente do presente estudo, pois utilizou-se de outros métodos para a obtenção das medidas (Sobush *et al.*, 1996).

A investigação de T'Jonck *et al.* (1996) também averiguou essa medida linear utilizando um procedimento semelhante ao estudo que aqui decorre, pois se utilizaram do procedimento de recolha através de uma fita para em seguida ser comparada a uma medição em escala com uma régua, o que tornava a recolha da medida menos suscetível a um enviesamento por parte do examinador (T'Jonck *et al.*, 1996). Neste estudo, os autores encontraram um CCI intra-classe de 0,93 e 0,83 para o lado dominante e não dominante, e de 0,78 e 0,72 para o lado dominante e não dominante respectivamente ao CCI inter-classe. Esta medida, relaciona-se com a primeira medida do teste de Kibler (1998) LSST, ou seja, na posição inicial com o uso de fita métrica. Neste estudo, o autor identificou um CCI intra-observador de 0,83-0,85 para o lado dominante e de 0,85-0,87 para o lado não dominante, sendo também estes valores considerados de bons a excelentes de acordo com as especificações de Peterson *et al.* (1997) e correlacionando os valores encontrados á medidas obtidas através de radiografias, que obtiveram correlação de 0,91 também considerada excelente. O estudo de Odom *et al.* (2001) obteve um CCI inter-observador de 0,79 podendo ser considerado um valor de bom a excelente. Nijs *et al.* (2005) também aferiram o CCI inter-observador desta medida reportando valores também excelentes de acordo com a especificação de Peterson *et al.* (1997), que foram de 0,82 a 0,96. Outros valores reportando os CCI's intra e inter-observadores podem ser vistos na tabela 15. A investigação de Afonso e Matias (2012) também reportou valores de correlação para M4 na posição inicial da omoplata no plano frontal. Na investigação os autores observaram um CCI intra-observador

variando de 0,597 a 0,849 o que varia de valores aceitáveis ou moderados a excelentes, contudo para o CCI inter-observador os autores obtiveram um CCI de 0,905, isto é, um valor excelente de correlação (Peterson *et al.*, 1996; Dancey & Reidy's, 2004).

No presente estudo, o CC entre M4 e a rotação inferior da Omoplata no plano frontal na posição inicial da omoplata foi de 0,489 estando de acordo com Peterson *et al.* (1997) na escala de um valor aceitável a próximo de moderado, ou sendo considerado moderado de acordo com as especificações de Dancey e Reidy's (2004). Sua correlação demonstrou uma SIG= a 0,028, portanto ao nível de $p < 0,05$ afastando-se relativamente a hipótese de correlação nula entre as variáveis estudadas.

Para a avaliação no plano frontal, nenhuma das medidas lineares correlacionou-se com a báscula da omoplata. As possíveis razões para o ocorrido serão melhor descritas adiante. Assim continua-se por descrever apenas as correlações que obtiveram significância relevante e em seguida passamos a esclarecer detalhadamente a presença ou ausência de correlações entre as medidas estudadas.

Como observa-se na tabela 25, a primeira medida linear a estabelecer alguma correlação com uma rotação da omoplata foi M2, que obteve uma correlação com a rotação interna. Esta medida como já foi anteriormente descrita, compreende-se pela medida da distância entre a RE da omoplata e a apófise espinhosa de C7. Esta medida também se apresentou com bons a excelentes valores de validade concorrente segundo o estudo de Velhinho e Matias (2008) enquadrando-se em um CCI=0,78 a 0,93 na posição de repouso da omoplata.

No estudo de Afonso e Matias (2012) foi estudada a fidedignidade da medida M2 no plano da omoplata na posição inicial. Para este estudo, os investigadores encontraram um CCI intra-investigador de 0,581 e 0,534 para o investigador 1 e investigador 2 nesta ordem. Estes valores podem ser descritos como valores de aceitáveis a moderados segundo o conceito de Peterson *et al.* (1997) e Dancey e Reidy's (2004), assim torna-se um CCI intra observadores mais fraco que os outros habitualmente descritos. No entanto, para o CCI inter-observadores, os mesmos alcançaram o valor de 0,807, podendo este ser considerado um valor excelente segundo o conceito utilizado por Peterson *et al.* (1997), pois segundo Gibson *et al.* (1995) que utiliza uma escala mais rigorosa, este valor se enquadraria entre os valores de boa correlação que se compreendem entre 0,80 a 0,89. Assim, na presente investigação, foi encontrada uma associação correlativa mediante a medida M2 e a rotação interna da

omoplata, no qual foi observado um CC de 0,496 sendo assim um valor aceitável, ou muito próximo de moderado segundo a terminologia descrita por Peterson *et al.* (1997). Esta medida apresentou um grau de SIG=0,026, estando assim relacionado ao $p < 0,05$ dando alguma, porém não total segurança de que a hipótese de correlação seja nula.

A outra porém última medida linear a associar-se no plano da omoplata a uma medida angular de rotação da omoplata, foi M1 com a rotação inferior em semelhança ao encontrado para a mesma medida linear no plano frontal. Esta medida também descrita anteriormente compreende a distância entre a RE da omoplata à apófise espinhosa mais próxima horizontalmente. Esta medida foi investigada no mesmo plano e na mesma posição (0°) no estudo de Afonso e Matias (2012) no intuito de averiguar a fidedignidade na obtenção da mesma. O CCI intra-observadores variou de 0,707 a 0,743 para o investigador 1 e 2 respectivamente, no qual pode-se constatar valores moderados segundo a determinação de Peterson *et al.* (1997) e valores próximos de bons como descrito pelos próprios autores do estudo. Contudo, verifica-se para estas medidas valores considerados excelentes para a classificação de força da correlação de Dancey e Reidy's (2004). No que toca a fidedignidade inter-observador, as estimativas foram melhores, revelando um CCI de 0,813 sendo assim considerado um valor excelente para Peterson *et al.* (1997) que compreende estes valores entre 0,75 e 0,9 ou excelentes segundo Dancey e Reidy's (2004), que os assume a partir de 0,7. Para a correlação desta medida com a rotação inferior a presente investigação apresentou um CC de 0,577, assim, com uma força moderada para a correlação (Peterson *et al.* 1997), em adição, a SIG encontrada reportou um valor de 0,008 estando em conformidade com o nível $p < 0,001$, o que reforça mais que um p value inferior a 0,05 a hipótese de que a correlação não é nula. Como observa-se também na tabela 25, correlações significantes para a báscula da omoplata não foram encontradas, o que será discutido juntamente com os outros valores significativamente não relevantes mais à frente.

Em relação ao plano sagital, 3 medidas lineares associaram-se a medidas angulares da omoplata na posição inicial da mesma. A primeira delas foi a distância em centímetros entre o AI e a apófise espinhosa da vertebra horizontalmente mais próxima (M4) no plano sagital a correlacionar-se com a rotação interna da omoplata como demonstrou-se na tabela 26 e já havia sido descrita por Afonso e Matias (2012) averiguaram a fidedignidade dessa medida observando um CCI intra-observador de 0,857 a 0,878 para o investigador 1 e 2 nessa ordem e o CCI inter-observadores de 0,920, sendo portanto todos os valores referentes ao CCI intra e inter-observadores considerados excelentes segundo a determinação de força

da correlação de Peterson *et al.* (1997). Dessa forma, dentre todas as correlações encontradas entre medidas lineares e angulares realizadas no presente estudo, essa foi a maior correlação encontrada, sendo a mesma de $CC=0,624$ com uma $SIG=0,003$ sendo esta também a significância de menor valor referente ao $p<0,01$, sendo a força dessa correlação demonstrada como moderada de acordo com Peterson *et al.* (1997).

A segunda medida linear a correlacionar-se com uma medida angular no plano sagital foi M1 com a rotação superior. Para esta mesma posição foi avaliada a fidedignidade das recolhas no estudo de Afonso e Matias (2012). Para a correlação intra-observadores foi observado um CCI de 0,684 para o investigador 1 e de 0,584 para o investigador 2, e um CCI inter-observadores de 0,859, considerando-se portanto, uma medida de força moderada para ambos os CCI intra-observador e de força excelente para o inter-observadores (Peterson *et al.* 1997).

A associação das medidas M4 em relação à rotação superior da omoplata atingiu um valor de 0,474 e uma SIG de 0,035 portanto com um $p\ value<0,05$, sendo portanto a medida considerada aceitável por estar abaixo de 0,5 segundo Peterson *et al.* (1997) e uma medida moderada de acordo com as especificações de Dancey e Reidy's (2004).

Para além da associação da medida M4 com a rotação interna da omoplata no plano sagital, esta medida correlacionou-se também com a rotação superior. Como já descrito anteriormente, essa medida neste plano, apresentou-se com CCI intra-observador variando entre 0,857 e 0,878, com um CCI inter-observadores de 0,920 tendo todos os valores coeficientes de correlação excelentes (Afonso & Matias, 2012; Dancey & Reidys, 2004; Peterson *et al.*, 1997). Relativamente à M4 e a rotação superior, a presente investigação obteve um CC de -0,525 podendo ser considerado um valor moderado de acordo com Peterson *et al.* (1997) e Dancey e Reidy's, (2004), onde para essa correlação a SIG apresentada foi de 0,018, ou seja, no nível de $p<0,05$, portanto, apresentando-se inferior à mesma medida associada à rotação interna que apresentou um $p<0,01$, mas que também sugere uma significância que possivelmente descarta a hipótese nula de correlação entre as medidas.

Como observado na tabela 26, a báscula da omoplata não apresentou nenhuma correlação significativa com nenhuma das medidas lineares aqui apresentadas para a posição inicial da omoplata em nenhum dos planos (frontal, plano da omoplata e sagital), contudo,

como dito anteriormente, isso será discutido mais adiante no decorrer do encerramento da descrição das medidas aqui apresentadas.

Em relação às medidas recolhidas nos 3 planos observados, podemos constatar através das tabelas 27 e 29 que na avaliação das rotações da omoplata (medidas angulares) em relação às medidas lineares a 90° de amplitude do MS, não obtiveram correlação significativa, restando apenas a medida linear M2 que manteve alguma correlação com a rotação interna da omoplata no plano da omoplata como pode ser visto na tabela 28.

Para a M2, ou seja, a distância entre a RE e a apófise espinhosa de C7, o presente estudo obteve uma correlação de 0,484 com uma SIG=0,031 portanto com um *p value* apresentando-se inferior a 0,05. A força dessa correlação pode ser interpretada como aceitável de acordo com a determinação da força da correlação de Peterson *et al.* (1997) e moderada segundo Dancey e Reidy's (2004). Para esta mesma posição (90°) no mesmo plano, Afonso e Matias (2012) observaram a fidedignidade para a medida medindo o CCI intra-observador que se demonstrou com valor de 0,603 para o investigador 1 e de 0,529 para o investigador 2 sendo estas medidas consideradas como de moderada força em relação à correlação (Dancey & Reidy's, 2004; Peterson *et al.*, 1997), e um CCI inter-observadores de 0,797 que se demonstra excelente segundo Peterson *et al.* (1997) ou de bom a excelente de acordo com os realizadores do estudo.

5.3. Considerações sobre os resultados encontrados e importância clínica

De acordo com o que foi descrito no item anterior e como pode-se observar na análise das tabelas 24, 25 e 26, o plano em que observaram-se as maiores correlações entre as medidas lineares e angulares foi o plano frontal na posição de repouso da omoplata que demonstrou 5 correlações entre as medições, seguido pelo plano sagital com 3 correlações significantes e por ultimo o plano da omoplata com 2 correlações.

A rotação interna da omoplata como descrito nas tabelas 24, 25 e 26, apresenta correlações com as medidas M2 com CC=0,449 e M5 com CC=-0,505 no plano frontal, com M2 de CC=0,496 no plano da omoplata e com M4 que apresentou CC=0,624 no plano sagital, sendo esta última, a melhor correlação entre medidas apresentada no presente estudo. Em uma visão geral, os valores das correlações obtidas entre essa medida angular e as demais medidas lineares variaram entre a menor (0,449) ao maior (0,624), portanto de aceitáveis a moderadas (Peterson *et al.*, 1997). Para estas medidas no estudo da fidedignidade intra e inter observador realizado por Afonso e Matias, (2012) os valores variaram entre 0,759 a 0,878

(bons a excelentes) para os CCI intra-observador e 0,920 a 0,974 (excelentes) para o CCI inter-observadores, com exceção de M2 no plano da omoplata que obteve um CCI intra de 0,534 a 0,581 (moderados) e de 0,807 (bom a excelente) para inter-observadores.

Outra medida angular associada com medidas lineares, foi a rotação inferior, que demonstrou correlações com M1 de 0,564, com M3 de 0,487 e com M4 de 0,489 no plano frontal, e correlação com M1 no plano da omoplata de 0,577. Em termos gerais, as correlações entre medidas lineares e medidas angulares para a rotação inferior, demonstraram-se da menor para a maior entre 0,487 a 0,577, portanto de moderadas a aceitáveis. Os valores para a fidedignidade dessas medidas variou no estudo de Afonso e Matias, (2012) entre 0,505 a 0,851, portanto de um valor moderado a um excelente para intra-observador e de 0,813 a 0,921 para inter-observadores, sendo assim consideradas ambas excelentes.

E por último, na posição inicial da omoplata, a rotação superior obteve correlação com M1 de 0,474 e com M4 de -0,25 no plano sagital, portanto uma associação aceitável e uma moderada. Para a fidedignidade intra-observador, as medidas M1 e M4 tiveram CCI's variando entre 0,584 a 0,878, portanto de moderados a excelentes e um CCI inter-observadores variando entre 0,859 a 0,920, assim, valores excelentes (Afonso & Matias, 2012).

Em relação à posição inicial da omoplata, todas as medidas lineares associaram-se a alguma das rotações da omoplata em algum dos planos observados na presente investigação, com exceção da báscula anterior. Uma possível razão para que a báscula da omoplata não se correlacione com as medidas lineares deva-se talvez pelo fato de que todas estas medidas sejam aferidas relativamente ao plano frontal na face anterior ou posteriormente em relação ao sujeito investigado e somente em duas dimensões. Portanto, tomando por base que a báscula da omoplata ocorra no eixo Z como demonstrado na figura 3 adaptada de Roy *et al.* (2007), e observando também a figura 5 adaptada de Ludewig e Reynolds (2009), pode-se concluir que a mesma se caracteriza por um afastamento do AI da omoplata em relação à face posterior do tórax, o que seria perceptível relativamente à varredura em três dimensões observada pelo FOB, pois o mesmo possui um receptor ligado ao AA que também gira durante a báscula da omoplata, mas supõe-se que esta medição não seja possível de ser observada por nenhuma das medidas lineares utilizadas no presente estudo. Contudo, nenhuma referência é feita na literatura relacionada a esta observação.

De acordo com Keszei, Novak e Streiner, (2010) caso investigadores diferentes repitam um procedimento de medição em ocasiões diferentes ou com o uso de testes semelhantes, os resultados encontrados devem ser comparáveis. Neste sentido, no que diz respeito aos resultados descritos acima e no item anterior, os valores encontrados para a fidedignidade intra e inter-observadores demonstrados por Afonso e Matias (2012) nas medições efetuadas foram a grosso modo excelentes de acordo com os níveis estipulados por Peterson *et al.* (1997), contudo, estes autores fixaram *cut-points* acima de 0,5 como garantia mínima de reprodutibilidade das medidas. Se considerarmos o mesmo *cut-point* relativamente às correlações entre as medidas angulares e lineares, para a rotação interna da omoplata, somente a medida M5 no plano frontal e a medida M4 no plano sagital atingiria tais objetivos, assim como M1 no plano frontal e M1 no plano da omoplata se correlacionariam de maneira significativa com a rotação inferior da omoplata e somente M4 no plano sagital com a rotação superior. Autores como Borsa *et al.* (2003) e Gibson *et al.* (1995) utilizam um *cut-point* ainda mais elevado de 0,69, além de Nijs *et al.* (2007) que o fixa em 0,7. Nestes critérios, nem mesmo a mais alta correlação encontrada no presente estudo (M4 no plano sagital com a rotação interna da omoplata) atingiria tal *cut-point*. No entanto, é claramente demonstrado que para a posição inicial da omoplata, existem correlações entre as medidas angulares e lineares, mesmo que estas sejam de valor reduzido.

É importante mencionar, que em relação às medidas lineares obtida no plano frontal assim como no plano da omoplata e no plano sagital, nenhuma das 5 medidas lineares aferidas na posição inicial da omoplata, como demonstrado na tabela 22, apresentou um EP maior que 0,5 cm, o que denota alguma especificidade quanto à recolha destas medidas, mesmo para as medidas que não representaram uma correlação muito fraca (<0,4) ou nenhuma correlação. E para as posições angulares da omoplata, o EP variou entre 1,32° a 2,09° valores aceitáveis em comparação aos obtidos na investigação de Ludewig *et al.* (2010) que variaram entre 0,89° a 3,35°.

Fica portanto evidente a importância da avaliação da posição inicial da omoplata, na detecção de possíveis alterações na posição da omoplata, dentre elas, as discinesias da omoplata estudadas por Kibler, (1998) que estão por sua vez associadas a diferentes enfermidades ligadas ao CAO como instabilidades, ombro congelado (capsulite adesiva), roturas da coifa dos rotadores e o impingement (síndrome do impacto) entre outras (Ludewig & Reynolds, 2009; Pontim, 2013).

Alguns estudos já tentam a alguns anos estudar a posição inicial da omoplata como o estudo de Borstad (2006), que desenvolveu o *scapula index*³² que poderia ser compreendido pela associação entre medidas similares às lineares M3 e M5, em que um aumento da distância medida em M3 poderia estar associado a um aumento da rotação interna da omoplata. Ou mesmo DiVeta *et al.* (1990) com o *scapular distance*, que sugeriu que um aumento do rácio normal entre M3 e a distância entre o AA à RE estariam associadas a um aumento da rotação externa. Sobush *et al.* (1997) através do *Lennie test*, que se trata de avaliar várias distâncias entre a omoplata e a coluna, dentre elas M1, M4 e algo semelhante a M2 na posição de repouso da omoplata. Outro estudo não menos importante foi o LSST de Kibler (1998), que visa a observação de M4 em 3 posições³³ distintas dentre elas a posição inicial da omoplata. Contudo, nenhum desses autores assim como outros investigados na literatura descrevem a interação entre uma medida ou múltiplas medidas lineares com valores angulares da posição da omoplata.

Tendo em vista os resultados obtidos para as correlações entre medidas em todos os planos observados a 90° de elevação do MS, fica evidente que os resultados encontrados para esta ADM foram insatisfatórios, como pode ser visto nas tabelas 27, 28 e 29.

A única medida angular a relacionar-se com uma medida linear na elevação do MS a 90° foi a rotação interna da omoplata com a medida M2 no plano da omoplata (Tabela 28). Como descrito no sub-capítulo anterior, para esta medida, os valores referentes à fidedignidade intra e inter observadores apresentaram-se no geral como os mais baixos, tendo a investigação de Afonso e Matias (2012) verificado valores que variaram entre 0,529 a 0,603 para o CCI intra observador, e apresentando um dos menores CCI inter-observadores descrito no estudo de 0,787. A correlação entre a rotação interna e M2 neste plano, apresentou-se com um coeficiente de correlação de apenas 0,484, assim, segundo as determinações de Peterson *et al.* (1997), seria aceitável, até por carregar uma SIG de $p < 0,055$, porém, considerando-se os critérios de *cut-point* fixados por Borsa *et al.* (2003) de 0,69, ou os de Nijs *et al.* (2007) de 0,7, não seria a mesma passível de notoriedade, pois não chega sequer a um *cut-point* de 0,5 como foi fixado por Afonso e Matias (2012).

³² *Scapula Index*= [(distância do FE à ACo / distância do AA para vértebra da CVe mais próxima) × 100] (Borstad, 2006).

³³ Posição de repouso (Posição 1- MS descaídos ao lado do corpo), aos 45° de elevação (Posição 2- com as mãos nos quadris) e aos 90° de elevação e uma rotação interna maximizada da GU (Posição 3) (Kibler, 1998).

De acordo com os dados gerais de fidedignidade para a ADM de 90°, os dados se apresentaram com quase todos os resultados apresentando excelentes CCI's inter-observadores, sendo somente M1 no plano sagital a apresentar-se com um valor inferior a 0,7 (0,658), e M1 no plano frontal, M2 no plano sagital que apresentaram valores de 0,749 e 0,747, isto é, abaixo de 0,75, porém muito próximos destes valores considerados excelentes de acordo com Peterson *et al.* (1997). Contudo, o mesmo não se observou para o CCI intra-observador, no qual somente M3 no plano sagital e M5 no plano da omoplata obtiveram valores superiores a 0,75, tendo a maioria dos valores ficado abaixo de 0,75 sendo portanto considerados valores moderados, com exceção de M1 no plano frontal para o investigador 1 e, M1 da omoplata para o investigador 2 não chegando a superar o *cut-point* de 0,5 (Afonso & Matias, 2012).

Alguns dos fatores podem estar relacionados aos resultados insatisfatórios para os 90° de elevação do MS nos 3 planos. Parte deles podem estar associados à dificuldade na palpação de eminências ósseas nessa ADM, como nas recomendações de Lewis *et al.* (2002) e Tixa (2006), pois medidas como M5 e uma medida semelhante a M3 como descritas para o *scapula index* de Borstad, (2006) são medidas relacionadas à posição inicial da omoplata, como no caso de M5 que se compreende pela distância entre a FE e a ACo, na qual esta segunda pode ter limitações quanto à palpação na posição de repouso do MS por conta das estruturas musculares que têm origem, se inserem ou passam à frente, como os músculos bicípite e as fibras anteriores do deltoide, ou mesmo as características hipertróficas dos sujeitos (Borstad, 2006; Tixa, 2006). Principalmente na palpação durante a elevação do MS como também mencionado por Afonso e Matias (2012), em que a exposição da face anterior do CAO era comprometida no plano frontal e o tônus muscular durante observação no plano da omoplata e plano sagital também dificultavam sua palpação.

Outra medida possivelmente influenciada pelos aspectos físicos dos sujeitos é M4 (distancia entre o AI e a vértebra mais próxima horizontalmente), principalmente em sujeitos com um volume muscular ou adiposo aumentado (Kibler, 1998; Odom *et al.*, 2001). Essa é uma medida já testada e que já apresentou boa fidedignidade intra-observador variando de 0,78 a 0,86 para o lado dominante, e 0,83 a 0,85 para o lado não dominante para a elevação em 90° (3ª posição do *LSST*) (Kibler, 1998), e fidedignidade inter-observadores excelentes de 0,96 do lado dominante e 0,93 do lado não dominante (T'Jonck *et al.*, 1996). Testes com M1 e M4 também foram realizados por Sobush *et al.* (1996) tendo fidedignidade inter-

observadores variando de 0,78 e 0,79 para M1 e 0,78 a 0,82 para M2, porém as mesmas também se davam para a posição inicial da omoplata.

A mesma dúvida é levantada quanto à medição da báscula da omoplata referida para a posição inicial da omoplata tendo em conta a dificuldade em medir a distância entre o AI da omoplata e a face posterior do tórax (Ludewig & Reynolds, 2009; Roy *et al.*, 2007).

Desta forma, não só para a báscula como para as rotações da omoplata, um total de 10 dos 12 dados referidos como omitidos por erro durante a captura com o FOB se deram na posição angular de 90° o que corresponde aproximadamente a 2,13% do total da amostra, ou aproximadamente 4,27% das recolhas efetuadas na posição de 90°, o que pode ter sido um agravante para os resultados encontrados para essa posição de elevação.

Faz-se também importante mencionar aqui, que mesmo com uma quantidade pobre de correlações significativas entre as medidas angulares e lineares durante a elevação do MS a 90°, os EP relacionados às rotações da omoplata foram um pouco superiores em relação aos encontrados na PIO, tendo assim a rotação interna da omoplata um EP variando entre 2,53° a 3,06, a rotação superior com um EP entre 1,92° a 2,46° e a báscula anterior da omoplata com o EP entre 1,54° e 2,43°, sendo também estes valores aproximados aos encontrados por Ludewig *et al.* (2010) cuja variação se deu entre 0,89° a 3,35°. Vale também mencionar que em nenhuma medidas linear em qualquer dos planos avaliados, o EP foi maior que 0,5 cm.

Assim, a avaliação desta posição tem também grande importância para a averiguação de possíveis comprometimentos da posição da omoplata nas disfunções do CAO (Ludewig & Reynolds, 2009; Pontim, 2013).

Outros testes tem sido usados para a avaliação da posição da omoplata nesta amplitude, como o *LSST* de Kibler (1998) que também menciona que até a posição de 90° evita-se o impacto e evita-se a inibição da musculatura, o que causaria dor. Esta posição também é mencionada por Kibler (2002), como uma posição fundamental para avaliar as discinesias da omoplata.

Assim, optamos por analisar esta amplitude, por ser fácil de observar clinicamente (braço na horizontal), por estar no arco o com maior prevalência de disfunções do ombro (ex., conflito) (McClure, Michener & Karduna, 2006; Ludewig & Cook, 2000; Ludewig & Reynolds, 2009) e por ser uma das amplitudes que mais publicações tem quanto a graus.

A importância disto prende-se com o fato de grande parte da literatura publicada ser em ângulos que são difíceis de medir clinicamente (Borsa *et al.*, 2003; McClure, 2001; Meskers *et al.*, 2007; Ludewig & Reinolds, 2009; Ludewig *et al.*, 2010; Roy *et al.*, 2007; Velhinho & Matias, 2008) e por isso, a importância de termos explorado se existe alguma correlação entre algumas das 5 medidas lineares e esses ângulos, pois do ponto de vista da literatura investigada, em nenhum dos estudos tentou-se realizar algo do tipo.

5.4. Considerações sobre a importância da medição da posição da omoplata para a clínica

É evidente que a omoplata tem uma função chave em quase todos os aspectos envolvidos no funcionamento normal do CAO. Alterações do movimento e posicionamento da omoplata tanto na posição de repouso quanto ao movimento estão associados com a maioria das disfunções do ombro (Kibler, Sciacia & Wilkes, 2012). Em consequência, as descobertas científicas através da investigação clínica culminaram no estudo da cinemática escapular tridimensional, o que acarretou na ampliação dos conhecimentos sobre o REU, cinemática normal e disfunção da omoplata e o desenvolvimento da avaliação clínica de disfunções (ex: teste de assistência escapular e o teste da retração escapular) (Herbert *et al.*, 2003; Kibler & Sciascia, 2009; Kibler *et al.*, 2012; Tate *et al.*, 2008; Struyf *et al.*, 2012).

Tendo em vista que a presença de lesões ósseas e dos tecidos moles, bem como a fraqueza muscular e a falta de flexibilidade podem alterar os papéis desempenhados pela omoplata tanto na posição de repouso quanto no movimento dinâmico, a presença ou a ausência de discinesia escapular deve ser determinada durante o exame clínico, que se constitui pela inspeção visual do posicionamento escapular na PIO e durante movimentos dinâmicos do úmero, bem como utilizando-se de testes como o de Kibler (1998) e manobras corretivas que ajudarão o clínico a avaliar a extensão do comprometimento da omoplata em lesões ou disfunções (Kibler & Sciascia, 2009; Kibler *et al.*, 2012), uma vez que diferentes enfermidades ligadas ao CAO como instabilidades, ombro congelado (capsulite adesiva), roturas da coifa dos rotadores e o impingement (síndrome do impacto) entre outras, estão associadas à discinesias (Ludewig & Reinolds, 2009; Pontim, 2013).

Investigações importantes sobre a associação dos movimentos da omoplata e disfunções do CAO têm sido importantes na elaboração de estratégias de tratamento. O estudo de Ludewig e Reinolds, (2009) por exemplo, tem um papel importante neste sentido. Neste estudo os autores evidenciaram que um aumento da rotação interna está ligado à

síndrome de impingement e à instabilidade gleno-umeral, em nosso estudo, pelo menos duas medidas lineares se associaram à rotação interna, M2 de maneira mais fraca e M5 que já manteve uma correlação moderada, estas última condiz com uma das medidas investigadas por Borstad (2006), em que o mesmo sugere, que um encurtamento do pequeno peitoral também está associado ao aumento da rotação interna, isto é, caso a medida de M5 se apresente com um rácio diminuído em relação a M3, posição estudada por DiVeta *et al.* (1990), por exemplo, poderia ser um indicativo para o diagnóstico, ou a avaliação do tratamento destas disfunções. A síndrome do conflito foi também associada a uma diminuição da báscula posterior (Ludewig & Reinolds, 2009), em outro estudo, Borstad e Ludewig, (2005) também associaram o encurtamento do músculo pequeno peitoral à reduo deste movimento, e com isso poderia reduzir o espaço sub-acromial, o que potencialmente resulta em dor no ombro (Borstad & Ludewig, 2005; Struyf *et al.*, 2012). Contudo, nossos resultados acerca da báscula da omoplata no nos permitem fazer menes sobre o uso de medidas diferentes das mencionadas por Borstad (2006). A rotao superior e inferior também apresentam evidência de correlao com a síndrome de impingement e instabilidade gleno-umeral com a diminuio da rotao superior/ aumento da rotao inferior e com o aumento da rotao superior/ diminuio da rotao inferior com a capsulite adesiva. Em concordância com estas afirmaes, as medidas M1 e M4 foram as que tiveram melhor correlao com estas rotaes da omoplata, e poderia sugerir-se que um aumento nas distâncias das medidas M1 e M4 estudadas por Sobush *et al.*, 1996, poderiam traduzir hipoteticamente este movimento, como pode se observar na figura 9 (Ludewig & Reinolds, 2009). O aumento da cifose torácica também  relacionada à dor, diminuio do espaço sub-acromial, encurtamento do pequeno peitoral (Borstad, 2006; Michener *et al.*, 2003), e também  associada a um aumento da báscula anterior e a uma diminuio da báscula posterior (Michener *et al.*, 2003).

Fatores ligados à funo muscular, articular e  estrutura do trax, esto também ligados ao REU (Borstad, 2006; Matias *et al.*, 2006; Marto *et al.*, 2007). Resumidamente, sabe-se que existem associaes entre uma ativao desajustada do grande dentado e a diminuio da báscula posterior e rotao superior da omoplata, assim como a ativao excessiva do trapézio superior tende a elevar a clavícula e aumentar a rotao superior e o encurtamento da cápsula posterior esto também ligado a um aumento da báscula anterior (Borstad & Ludewig, 2005; Borstad, 2006; Matias *et al.*, 2006; Marto *et al.*, 2007; Ludewig & Reinolds, 2009).

Em resumo, existem evidências de alterações da cinemática da omoplata associadas com a síndrome do impacto no ombro, tendinopatia do manguito rotador, lágrimas da coifa dos rotadores, instabilidade gleno-umeral, capsulite adesiva, e rigidez da GU (Ludewig & Reinolds, 2009). Há também evidências de ativação muscular alterada em populações doentes, em particular, relacionada à redução da atividade do grande dentado e elevada ativação trapézio superior (Ludewig & Reinolds, 2009; Marto *et al.*, 2007). Contudo, mesmo com alguma informação compilada acerca das disfunções do CAO e a associação destas com os movimentos da omoplata, ainda necessitam-se de *guidelines* e indicadores clínicos de fácil aplicação, fidedignidade e validade que amparem os profissionais de saúde na avaliação precisa do comportamento escapular nos casos de dor e disfunção do ombro (Nijs *et al.*, 2007).

5.5. Considerações sobre as limitações do estudo

Dentre as principais limitações que nos deparamos no decorrer deste estudo estão as diferenças no que toca as comparações entre estudos, tendo em vista os diferentes métodos de correlação utilizados e diferenças instrumentos utilizados para aferição de medidas e a metodologia utilizada pelos autores (McClure *et al.*, 2001; Struyf *et al.*, 2012).

Outra deveu-se ao tamanho da amostra e possíveis interferências que o tipo de sujeitos investigados tenham sobre os resultados, tais como a forma física e volume muscular de cada um (Borstad, 2006; Guerreiro & Matias, 2007; Loureiro & Gameiro, 2011; Sobush *et al.*, 1996).

A utilização de um método de recolha de medidas em duas dimensões também acarreta em limitações, tendo em vista que existem outros métodos mais recentes (Pascoal, 2001). Contudo, os mesmos são dispendiosos e requerem treino e estudo de mecanismos complexos de execução (Kibler *et al.*, 2002; Struyf *et al.*, 2012). Neste ponto, outras limitações são encontradas, pois a aferição das medidas utilizando o FOB demonstrou-se complexa por requerer alguma experiência na utilização dos equipamentos, assim como para a aferição das medidas com a fita métrica.

Em geral, os resultados apresentados já eram parcialmente esperados, principalmente os relacionados à posição de elevação do MS a 90°, pois de acordo com os estudos sobre a fidedignidade de Afonso e Matias, (2012) e o estudo de Velhinho e Matias (2008), já denotava-se melhores resultados na posição inicial da omoplata, e que conforme aumenta o grau de elevação do MS, diminui a fidedignidade intra-observadores, chegando as mesmas à

posição de 90° com resultados muito abaixo dos encontrados na posição inicial, mesmo assim, os dados da fidedignidade inter-observadores para esta posição, embora se mantivessem inferiores aos coletados na PIO, revelaram boas correlações entre testes. Estudos como o de Odom *et al.* (2001) também averiguaram CCI inter observadores mais fracos para a posição de 90° de elevação do MS no *LSST*.

Outra questão importante de referir é sobre a avaliação da báscula da omoplata, na qual demonstrou-se como a posição menos favorecida neste tipo de recolha. A avaliação das discinesias de Kibler (1998) por exemplo, são úteis e se baseiam em possíveis elevações do bordo interno da omoplata, inferior e superiormente, que servem para ajudar a guiar os clínicos na tomada de decisão em patologias como a omoplata alada, que é descrita por Adriaenssens *et al.* (2012) como uma condição em que o bordo medial e o AI da omoplata e se projetam de forma proeminente no tórax, contudo, seria útil para a prática clínica além de reconhecer visualmente tais discinesias (Miana *et al.*, 2009), poder medir clinicamente tais achados por meio de um método de avaliação simples, diferentemente dos utilizados em ambiente laboratorial que são caros e complexos (Struyf *et al.*, 2012).

6. CONCLUSÃO

Através deste estudo podemos constatar que os aspectos inerentes à recolha de dados para a posição inicial da omoplata bem como ao movimento faz-se importante para uma compreensão mais aprofundada acerca das disfunções que acometem o CAO.

A necessidade de instrumentos e métodos simples e que sejam capazes de medir o posicionamento da omoplata quer durante a posição de repouso ou durante o movimento e que apresentem fidedignidade e validade comprovadas tem sido cada vez mais recorrente, pois é reconhecido na literatura que os métodos modernos com este intuito mostram-se difíceis de serem utilizadas na clínica, tanto pelo custo da aparelhagem envolvida, quanto pela complexidade, demora e treino necessários para a utilização dos mesmos (Karduna *et al.*, 2001; McClure *et al.*, 2001; Nijs *et al.*, 2007; Pontim, 2013; Struyf *et al.*, 2012).

Os resultados encontrados neste estudo, consoante os objetivos traçados no mesmo, denotam que possa existir correlações entre medidas lineares e angulares referentes à posição inicial da omoplata, tendo em vista que alguns valores para o coeficiente de correlação se mostraram propensos a isso. Todavia, estes valores encontraram-se muito abaixo do que é preconizado na literatura para que se possa validar um método de avaliação (Keszei *et al.*, 2010).

Para a amplitude de elevação do MS a 90° ficou evidente que apenas uma correlação considerada aceitável para uma medida (M2 no plano frontal com a rotação interna), não denota força suficiente para que se possa assumir que as posições do braço a 90° de elevação constem de correlações significativas para montar um método de avaliação, portanto, mais investigações devem ser feitas neste sentido.

É difícil a comparação de resultados entre estudos por conta de várias diferenças metodológicas importantes o que gera ainda mais dificuldades na elaboração de uma metodologia com padrões uniformizados de aplicabilidade (Karduna *et al.*, 2001; McClure *et al.*, 2001; Struyf *et al.*, 2012).

A quantidade de indivíduos que se apresentaram na amostra deste estudo também se mostraram relativamente baixas com relação ao esperado para se obterem valores mais precisos quanto à estatística empregada (Loureiro & Gameiro, 2011).

Contudo, até o presente momento, não há normalização sobre a orientação e o posicionamento linear ou angular da omoplata em indivíduos saudáveis durante o repouso nas mesmas posições e nos mesmos planos, assim como não existe um método que tenha aplicação clínica capaz de fornecer medidas relacionadas à real cinemática escapular (Karduna *et al.*, 2001; McClure *et al.*, 2001; Pontim, 2013).

Assim, novos estudos que constassem de maiores amostras e diferenças entre os sujeitos investigados são necessários, assim como a observação do comportamento da omoplata em populações com disfunções ao nível do CAO. Faz-se também necessária a elaboração de uma metodologia que avalie o posicionamento da omoplata por meio de medidas lineares no plano sagital para que a observação da báscula da omoplata se tornasse mais completa.

Todavia, a metodologia utilizada neste estudo, pode vir a ser uma mais-valia no estudo do ombro, pois a mesma lida com a visão avaliativa do CAO de uma forma inovadora e que condiz com as necessidades clínicas de avaliar de maneira mais simples os distúrbios que envolvem esta articulao.

Baseado nos pontos da metodologia que tem sido usada pelo departamento de fisioterapia da ESS-IPS, com os estudos de Guerreiro e Matias (2007), Velhinho e Matias, (2008), Neves e Matias, (2008), Afonso e Matias (2012) e a hipótese de que medidas lineares poderiam prever as medidas angulares da posio e orientao da omoplata por meio de uma correlao entre estas, poderia-se desenvolver um instrumento clínico útil e simples de ser usado por fisioterapeutas e clínicos em geral, entretanto, mais esforços por parte de estudos futuros são necessários para que isto se torne uma realidade.

BIBLIOGRAFIA

Adriaenssens, N., De Ridder, M., Lievens, P., et al. (2012). Scapula alata in early breast cancer patients enrolled in a randomized clinical trial of post-surgery short-course image-guided radiotherapy. *World J Surg Oncol*, 10, 86. Retirado de: <http://www.biomedcentral.com/content/pdf/1477-7819-10-86.pdf>

Afonso, G. M. B., & Matias, R. C. B. R. (2012). Contributo para o desenvolvimento de uma metodologia que avalia a posição da omoplata: fidedignidade intra e inter-observador e validade concorrente. Dissertação de Mestrado em Fisioterapia. Faculdade de Ciências Médicas-Universidade Nova de Lisboa/Escola Superior de Saúde de Setúbal-IPS, Setúbal, Portugal.

Almeida, L. C. (2006). *Reeducação postural e sensoperceptiva: fundamentos teóricos*. Rio de Janeiro, Brasil: Medbook.

Bagg, S. D., & Forrest, W. J. (1988). A biomechanical analysis of scapular rotation during arm abduction in the scapular plane. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, 67(6), 238-245. Retirado de: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3196449>

Bellemare, F., Jeanneret, A., & Couture, J. (2003). Sex differences in thoracic dimensions and configuration. *American journal of respiratory and critical care medicine*, 168(3), 305-312. doi: [10.1164/rccm.200208-876OC](https://doi.org/10.1164/rccm.200208-876OC)

Berme, N., Engin, A. E., & da Silva, K. M. C. (1985). *Biomechanics of normal and pathological human articulating joints*. Dordrecht, NE: Martinus Nijhoff Publishers.

Blair, S. N., Kohl, H. W., & Goodyear, N. N. (1987). Rates and risks for running and exercise injuries: studies in three populations. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 58(3), 221-228. doi: 10.1080/02701367.1987.10605453

Bonagamba, G. H., Coelho, D. M., & de Oliveira, A. S. (2010). Confiabilidade interavaliadores e intra-avaliador do escoliómetro. *Rev Bras Fisioter*, 14(5), 432-7. Retirado de: http://www.scielo.br/pdf/rbfis/v14n5/025_10.pdf

Borsa, P. A., Timmons, M. K., & Sauer, E. L. (2003). Scapular-positioning patterns during humeral elevation in unimpaired shoulders. *Journal of athletic training*, 38(1), 12. Retirado de: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC155505/>

- Bourne, D. A., Choo, A. M., Regan, W. D., MacIntyre, D. L., & Oxland, T. R. (2007). Three-dimensional rotation of the scapula during functional movements: an in vivo study in healthy volunteers. *Journal of Shoulder and Elbow surgery*, 16(2), 150-162. doi:10.1016/j.jse.2006.06.011
- Borstad, J. D. (2006). Resting position variables at the shoulder: evidence to support a posture-impairment association. *Physical Therapy*, 86(4), 549-557. Retirado de: <http://ptjournal.apta.org/content/86/4/549.full.pdf+html>
- Borstad, J. D. (2008). Measurement of pectoralis minor muscle length: validation and clinical application. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 38(4), 169-174. doi:10.2519/jospt.2008.2723
- Borstad, J. D., & Ludewig, P. M. (2005). The effect of long versus short pectoralis minor resting length on scapular kinematics in healthy individuals. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 35(4), 227-238. doi:10.2519/jospt.2005.35.4.227
- Câmara, F. G., & SILVA, O. (2001). Estatística não paramétrica: testes de hipóteses e medidas de associação. *Departamento de Matemática-Universidade dos Açores, Ponta Delgada*. Retirado de: <http://www.amendes.uac.pt/monograf/monograf01estatNparamt.pdf>
- Cartucho, A. & Espregueira-Mendes, J. (2009). *O ombro*. Lisboa: Lidel.
- Carvalho Jr, A. D., Souza, D. F., & Machado, L. S. (2009). *Utilização de Rastreadores Magnéticos no Desenvolvimento de Aplicações com Realidade Virtual para a Educação*. Universidade Federal da Paraíba – Brasil. *Anais do WRVA*. Retirado de: http://de.ufpb.br/~labteve/publi/2009_wrva6.pdf
- Codman, E. A. (1934). *The shoulder*. Boston, USA: Thomas Dodd Company.
- Culham, E., & Peat, M. (1993). Functional anatomy of the shoulder complex. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 18(1), 342-350. doi:10.2519/jospt.1993.18.1.342
- Cunha-Miranda, L., Carnide, F., & Lopes, M. F. (2009). Prevalence of rheumatic occupational diseases-Proud study. *Acta reumatologica portuguesa*, 35(2), 215-226. Retirado de: <http://www.actareumatologica.pt/repositorio/pdf/2-10.pdf>
- Dancey, C. P., & Reidy, J. (2004). *Statistics without maths for psychology: Using SPSS for Windows* (3ª ed.). Harlow, England: Pearson.

- DePalma, M. J., & Johnson, E. W. (2003). Detecting and treating shoulder impingement syndrome. *Phys. Sportsmed*, 31(7), 25-32. Retirado de: <https://www.physsportsmed.org/toc/psm.2003.07>
- DiVeta, J., Walker, M. L., & Skibinski, B. (1990). Relationship between performance of selected scapular muscles and scapular abduction in standing subjects. *Physical therapy*, 70(8), 470-476. Retirado de <http://ptjournal.apta.org/content/70/8/470>
- Dvir, Z., & Berme, N. (1978). The shoulder complex in elevation of the arm: a mechanism approach. *Journal of biomechanics*, 11(5), 219-225. doi: 10.1016/0021-9290(78)90047-7
- Ebaugh, D. D., McClure, P. W., & Karduna, A. R. (2005). Three-dimensional scapulothoracic motion during active and passive arm elevation. *Clinical Biomechanics*, 20(7), 700-709. doi:10.1016/j.clinbiomech.2005.03.008
- Faculdade de Medicina do Porto. (n.d). *Métodos para estimação de reprodutividade de medidas: Correlação Intraclasse*. Obtido em 06 de Novembro, 2014. Retirado de: <http://users.med.up.pt/joakim/intromed/coeficientecorrelacaointraclasse.htm>
- Fayad, F., Hoffmann, G., Hanneton, S., Yazbeck, C., Lefevre-Colau, M. M., Poiraudau, S., ... & Roby-Brami, A. (2006). 3-D scapular kinematics during arm elevation: effect of motion velocity. *Clinical biomechanics*, 21(9), 932-941. doi:10.1016/j.clinbiomech.2006.04.015
- Filho, B. F. F., & Junior, J. A. S. (2009). Desvendando os Mistérios do Coeficiente de Correlação de Pearson (r). *Revista Política Hoje*, 18,(1), 115-146. Retirado de: <http://www.revista.ufpe.br/politica hoje/index.php/politica/article/viewFile/6/6>
- Fortin, M. F. (2000). *O processo de investigação: da concepção à realização*. (2ª ed.). Loures, Portugal: Lusociência.
- Gibson, M. H., Goebel, G. V., Jordan, T. M., Kegerreis, S., & Worrell, T. W. (1995). A reliability study of measurement techniques to determine static scapular position. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 21(2), 100-106. Retirado de: <http://www.jospt.org/doi/abs/10.2519/jospt.1995.21.2.100>
- Greenfield, B., Catlin, P. A., Coats, P. W., Green, E., McDonald, J. J., & North, C. (1995). Posture in patients with shoulder overuse injuries and healthy individuals. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 21(5), 287-295. doi:10.2519/jospt.1995.21.5.287

- Grood, E. S., & Suntay, W. J. (1983). A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *Journal of biomechanical engineering*, 105(2), 136-144. doi:10.1115/1.3138397
- Guerreiro, M., & Matias, R. (2007). Análise Tridimensional da Posição Inicial da Omoplata em Indivíduos Assintomáticos. *Revista Portuguesa de Fisioterapia no Desporto*, 17-24. Retirado de http://www.apfisio.pt/gifd_revista/media/07jan_vol1_n1/pdfs/jan2007_3_posic_omoplata.pdf
- Guimarães, R. C., & Cabral, J. A. S. (1997). *Estatística- Edição revista*. Lisboa, Portugal: McGraw-Hill de Portugal.
- Hamill, J., Knutzen, K. M. (2008). *Bases Biomecânicas do Movimento Humano*. (2ª edição). São Paulo, Brasil: Manole.
- Hebert, S., Barros Filho, T. E. P., Xavier, R., e Junior, A. G. P. (2003). *Ortopedia e traumatologia: princípios e prática*. (4ª ed.). São Paulo, Brasil: Artmed.
- Henriques, A., Neves, C., & Pesquita, I. (2004). *Estudos correlacionais e estudos causal-comparativos. Metodologia da Investigação I*. DEFCUL. Retirado de: <http://www.educ.fc.ul.pt/docentes/ichagas/mi1/t1textoestcorrelacionais.pdf>
- Host, H. H. (1995). Scapular taping in the treatment of anterior shoulder impingement. *Physical Therapy*, 75(9), 803-812. Retirado de: <http://ptjournal.apta.org/content/75/9/803>
- Huang, T. S., Huang, H. Y., Wang, T. G., Tsai, Y. S., & Lin, J. J. (2014). Comprehensive classification test of scapular dyskinesis: A reliability study. *Manual therapy*. doi: 10.1016/j.math.2014.10.017
- Inman, V. T., Saunders, M., e Abbott, L. C. (1944). Observations of the Function of the Shoulder Joint. *Journal Bone Joint Surgery*, 26(1), 1-30. Retirado de: http://www.fbw.vu.nl/nl/Images/Inman1944_tcm84-82201.pdf
- Johnson, M. P., McClure, P. W., & Karduna, A. R. (2001). New method to assess scapular upward rotation in subjects with shoulder pathology. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 31(2), 81-89. doi:10.2519/jospt.2001.31.2.81

- Kapandji, I. A. (2000). *Fisiologia articular: Esquemas comentados de mecânica humana: Vol. I: Membro Superior* (5ª ed.). São Paulo, Brasil: Panamericana.
- Karduna, A. R., McClure, P. W., & Michener, L. A. (2000). Scapular kinematics: effects of altering the Euler angle sequence of rotations. *Journal of Biomechanics*, 33(9), 1063-1068. doi: 10.1016/S0021-9290(00)00078-6
- Karduna, A. R., McClure, P. W., Michener, L. A., & Sennett, B. (2001). Dynamic measurements of three-dimensional scapular kinematics: a validation study. *Journal of biomechanical engineering*, 123(2), 184-190. doi: 10.1115/1.1351892#
- Keszei, A. P., Novak, M., & Streiner, D. L. (2010). Introduction to health measurement scales. *Journal of psychosomatic research*, 68(4), 319-323. doi:10.1016/j.jpsychores.2010.01.006
- Kibler, W. B. (1998). The role of the scapula in athletic shoulder function. *The American journal of sports medicine*, 26(2), 325-337. Retirado de <http://ajs.sagepub.com/content/26/2/325.short>
- Kibler, W. B., & McMullen, J. (2003). Scapular dyskinesis and its relation to shoulder pain. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 11(2), 142-151. Retirado de: <http://www.jaaos.org/content/11/2/142.full>
- Kibler, W. B., & Sciascia, A. (2010). Current concepts: scapular dyskinesis. *British journal of sports medicine*, 44(5), 300-305. doi:300 10.1136/bjsm.2009.058834
- Kibler, W. B., Sciascia, A., & Wilkes, T. (2012). Scapular dyskinesis and its relation to shoulder injury. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 20(6), 364-372. Retirado de: <http://171.66.123.206/content/20/6/364.full>
- Kibler, W. B., Uhl, T. L., Maddux, J. W., Brooks, P. V., Zeller, B., & McMullen, J. (2002). Qualitative clinical evaluation of scapular dysfunction: a reliability study. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 11(6), 550-556. doi:10.1067/mse.2002.126766
- Kindratenko, V. (2001). A comparison of the accuracy of an electromagnetic and a hybrid ultrasound-inertia position tracking system. *Presence: Teleoperators and Virtual Environments*, 10(6), 657-663. doi: 10.1162/105474601753272899

- Kindratenko, V., & Bennett, A. (2000). *Evaluation of rotation correction techniques for electromagnetic position tracking systems* (pp. 13-22). Springer Vienna. Retirado de: <http://www.ncsa.illinois.edu/People/kindr/emtc/ve2000.pdf>
- Kisner, C., Colby, L.A. (1998). *Exercícios Terapêuticos: Fundamentos e Técnicas*. (3ª edição). São Paulo, Brasil: Manole.
- Kon, Y., Nishinaka, N., Gamada, K., Tsutsui, H., & Banks, S. A. (2008). The influence of handheld weight on the scapulohumeral rhythm. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 17(6), 943-946. doi: 10.1016/j.jse.2008.05.047
- Koslow, P. A., Prosser, L. A., Strony, G. A., Suchecki, S. L., & Mattingly, G. E. (2003). Specificity of the Lateral Scapular Side Test in Asymptomatic Competitive Athletes. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 33(6), 331-336. doi:10.2519/jospt.2003.33.6.331
- Lawrence, R. L., Braman, J. P., Laprade, R. F., & Ludewig, P. M. (2014). Comparison of 3-dimensional shoulder complex kinematics in individuals with and without shoulder pain, part 1: sternoclavicular, acromioclavicular, and scapulothoracic joints. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 44(9), 636-A8. doi:10.2519/jospt.2014.5339
- Lech, O., Neto, C. V., & Severo, A. (2000). Tratamento conservador das lesões parciais e completas do manguito rotador. *Acta ortop bras*, 8(3), 144-56. Retirado de: http://www.scielo.br/pdf/aob/v8n3/en_v8n3a08.pdf
- Lewis, J. S., & Valentine, R. E. (2007). The pectoralis minor length test: a study of the intra-rater reliability and diagnostic accuracy in subjects with and without shoulder symptoms. *BMC musculoskeletal disorders*, 8(1), 64. doi: 10.1186 / 1471-2474-8-64
- Lewis, J. S., & Valentine, R. E. (2008). Intraobserver reliability of angular and linear measurements of scapular position in subjects with and without symptoms. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 89(9), 1795-1802. doi:10.1016/j.apmr.2008.01.028
- Lewis, J., Green, A., Reichard, Z., & Wright, C. (2002). Scapular position: the validity of skin surface palpation. *Manual therapy*, 7(1), 26-30. doi:10.1054/math.2001.0405
- Lippert, L. S. (2003). *Cinesiologia clínica para fisioterapeutas*. (3ª edição). Rio de Janeiro, Brasil: Guanabara Koogan.
- Lovern, B., Stroud, L. A., Evans, R. O., Evans, S. L., & Holt, C. A. (2009). Dynamic tracking of the scapula using skin-mounted markers. *Proceedings of the Institution of Mechanical*

Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, 223(7), 823-831. doi: 10.1243/09544119JEIM554

Loureiro, L. M. D. J., & Gameiro, M. G. H. (2011). Interpretação crítica dos resultados estatísticos: para lá da significância estatística. *Revista de Enfermagem Referência*, (3), 151-162. Retirado de: http://www.scielo.oces.mctes.pt/scielo.php?pid=S0874-02832011000100016&script=sci_pdf&tlng=pt

Lucas, D. B. (1973). Biomechanics of the shoulder joint. *Archives of Surgery*, 107(3), 425-432. doi:10.1001/archsurg.1973.01350210061018

Lukasiewicz, A. C., McClure, P., Michener, L., Pratt, N., & Sennett, B. (1999). Comparison of 3-dimensional scapular position and orientation between subjects with and without shoulder impingement. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 29(10), 574-586. doi:10.2519/jospt.1999.29.10.574

Ludewig, P. M., & Cook, T. M. (2000). Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. *Physical therapy*, 80(3), 276-291. Retirado de: <http://ptjournal.apta.org/content/80/3/276>

Ludewig, P. M., Phadke, V., Braman, J. P., Hassett, D. R., Cieminski, C. J., & LaPrade, R. F. (2009). Motion of the shoulder complex during multiplanar humeral elevation. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 91(2), 378-389. <http://dx.doi.org/10.2106/JBJS.G.01483>

Ludewig, P. M., Hassett, D. R., LaPrade, R. F., Camargo, P. R., & Braman, J. P. (2010). Comparison of scapular local coordinate systems. *Clinical Biomechanics*, 25(5), 415-421. [10.1016/j.clinbiomech.2010.01.015](http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.01.015)

Ludewig, P. M., Cook, T. M., & Nawoczenski, D. A. (1996). Three-dimensional scapular orientation and muscle activity at selected positions of humeral elevation. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 24(2), 57-65. doi:10.2519/jospt.1996.24.2.57

Ludewig, P. M., Behrens, S. A., Meyer, S. M., Spoden, S. M., & Wilson, L. A. (2004). Three-dimensional clavicular motion during arm elevation: reliability and descriptive data. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 34(3), 140-149. doi:10.2519/jospt.2004.34.3.140

Ludewig, P. M., & Braman, J. P. (2011). Shoulder impingement: biomechanical considerations in rehabilitation. *Manual therapy*, 16(1), 33-39. doi: 10.1016/j.math.2010.08.004

- Ludewig, P. M., & Reynolds, J. F. (2009). The association of scapular kinematics and glenohumeral joint pathologies. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 39(2), 90-104. doi:10.2519/jospt.2009.2808
- Ludewig, P. M., Behrens, S. A., Meyer, S. M., Spoden, S. M., & Wilson, L. A. (2004). Three-dimensional clavicular motion during arm elevation: reliability and descriptive data. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 34(3), 140-149. Retirado de: <http://www.jospt.org/doi/abs/10.2519/jospt.2004.34.3.140>
- Magarey, M. E., & Jones, M. A. (2003). Dynamic evaluation and early management of altered motor control around the shoulder complex. *Manual therapy*, 8(4), 195-206. doi:10.1016/S1356-689X(03)00094-8
- Marôco, J. (2007). *Análise Estatística com a utilização do SPSS* (3ª ed.). Lisboa, Portugal: Silabo.
- Marôco, J. (2010). *Análise Estatística com o PASW (ex-SPSS)*. Pêro Pinheiro, Portugal: Report Number.
- Marto, F., Rosa, M. & Matias, R. (2007). Descrição dos instantes de activação dos músculos Grande Dentado, Trapézio Inferior e Trapézio Superior em indivíduos com disfunção do CAO. *EssFisionline*, 3(1), 15-30. Retirado de: <http://www.ifisionline.ips.pt/media/essfisionline/vol3n1.pdf>
- Matias, R., Batata, D., Morais, D., Miguel, J., & Estiveira, R. (2006). Estudo do comportamento motor dos músculos deltóide, trapézio, e grande dentado durante a elevação do braço em sujeitos assintomáticos. *EssFisioOnline*, 2(4), 3-23. Retirado de: <http://www.ifisionline.ips.pt/media/essfisionline/vol2n4.pdf>
- Matias, R., & Pascoal, A. G. (2006). The unstable shoulder in arm elevation: a three-dimensional and electromyographic study in subjects with glenohumeral instability. *Clinical Biomechanics*, 21, S52-S58. doi:10.1016/j.clinbiomech.2005.09.014
- McClure, P. W., Michener, L. A., Sennett, B. J., & Karduna, A. R. (2001). Direct 3-dimensional measurement of scapular kinematics during dynamic movements in vivo. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 10(3), 269-277. doi:10.1067/mse.2001.112954
- McClure, P. W., Michener, L. A., & Karduna, A. R. (2006). Shoulder function and 3-dimensional scapular kinematics in people with and without shoulder impingement

syndrome. *Physical therapy*, 86(8), 1075-1090. Retirado de:
<http://ptjournal.apta.org/content/86/8/1075.full>

McClure, P., Tate, A. R., Kareha, S., Irwin, D., & Zlupko, E. (2009). A clinical method for identifying scapular dyskinesis, part 1: reliability. *Journal of athletic training*, 44(2), 160. doi: [10.4085/1062-6050-44.2.160](https://doi.org/10.4085/1062-6050-44.2.160)

Meskers, C. G. M., Van der Helm, F. C. T., Rozendaal, L. A., & Rozing, P. M. (1998). In vivo estimation of the glenohumeral joint rotation center from scapular bony landmarks by linear regression. *Journal of biomechanics*, 31(1), 93-96. doi:10.1016/S0021-9290(97)00101-2

Meskers, C. G., van de Sande, M. A., & de Groot, J. H. (2007). Comparison between tripod and skin-fixed recording of scapular motion. *Journal of biomechanics*, 40(4), 941-946. doi:10.1016/j.jbiomech.2006.02.011

Meskers, C. G. M., Fraterman, H., Van der Helm, F. C. T., Vermeulen, H. M., & Rozing, P. M. (1999). Calibration of the "Flock of Birds" electromagnetic tracking device and its application in shoulder motion studies. *Journal of biomechanics*, 32(6), 629-633. Retirado de:
http://www.researchgate.net/profile/Carel_Meskers/publication/12965358_Calibration_of_the_Flock_of_Birds_electromagnetic_tracking_device_and_its_application_in_should_er_motion_studies/links/0deec5292146ae63e3000000.pdf

Meyer, K. E., Saether, E. E., Soiney, E. K., Shebeck, M. S., Paddock, K. L., & Ludewig, P. M. (2008). Three-dimensional scapular kinematics during the throwing motion. *Journal of applied biomechanics*, 24(1), 24. Retirado de:
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18309180>

Michener, L. A., McClure, P. W., & Karduna, A. R. (2003). Anatomical and biomechanical mechanisms of subacromial impingement syndrome. *Clinical biomechanics*, 18(5), 369-379. doi:10.1016/S0268-0033(03)00047-0

Michener, L. A., Walsworth, M. K., & Burnet, E. N. (2004). Effectiveness of rehabilitation for patients with subacromial impingement syndrome: a systematic review. *Journal of hand therapy*, 17(2), 152-164. doi:10.1197/j.jht.2004.02.004

- Miana, A. N., Schor, B., Castropil, W., Bitar, A. C., & Duarte, M. (2009). Discinesia escapular: avaliação clínica e análise cinemática tridimensional. *RBM*, 66, 17-24. Retirado de: http://www.moreirajr.com.br/revistas.asp?fase=r003&id_materia=4103
- Miranda, L., Carnide, F., Lopes, F. (2010). Prevalence of Rheumatic Occupational Diseases – Proud Study. *Órgão Oficial da Sociedade Portuguesa de Reumatologia – Acta Reumatol Port.*35, 215-226. Retirado de: <http://www.actareumatologica.pt/repositorio/pdf/2-10.pdf>
- Mottram, S. L. (1997). Dynamic stability of the scapula. *Manual therapy*, 2(3), 123-131. [doi:10.1054/math.1997.0292](https://doi.org/10.1054/math.1997.0292)
- Morrissey, D., Morrissey, M. C., Driver, W., King, J. B., & Woledge, R. C. (2008). Manual landmark identification and tracking during the medial rotation test of the shoulder: an accuracy study using three-dimensional ultrasound and motion analysis measures. *Manual therapy*, 13(6), 529-535. [doi:10.1016/j.math.2007.07.009](https://doi.org/10.1016/j.math.2007.07.009)
- Mota, M. M. P. E. D. (2010). Metodologia de Pesquisa em Desenvolvimento Humano: Velhas Questões Revisitadas. *Psicologia em Pesquisa*, 4(2), 144-149. Retirado de: http://pepsic.bvsalud.org/scielo.php?pid=S1982-12472010000200007&script=sci_arttext
- Moura, J. A. R. Deichsel, J. (2011, Julho). *Estudo preliminar sobre um método quantitativo para análise da curvatura de cifose da coluna vertebral por meio de medidas com fita métrica e paquímetro*. EFDeportes.com, Revista Digital. Buenos Aires - Ano 16 - Nº 158. Retirado em 03 de Novembro, 2014, de: <http://www.efdeportes.com/efd158/analise-de-cifose-da-coluna-vertebral.htm>
- Neves, C. & Matias, R. (2008). Contributo para o desenvolvimento de uma Metodologia de Avaliação da Omoplata: Fidedignidade intra e inter-observador. Projecto de investigação III, Escola Superior de Saúde – Instituto Politécnico de Setúbal.
- Nijs, J., Roussel, N., Vermeulen, K., & Souvereys, G. (2005). Scapular positioning in patients with shoulder pain: a study examining the reliability and clinical importance of 3 clinical tests. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 86(7), 1349-1355. [doi:10.1016/j.apmr.2005.03.021](https://doi.org/10.1016/j.apmr.2005.03.021)
- Nijs, J., Roussel, N., Struyf, F., Mottram, S., & Meeusen, R. (2007). Clinical assessment of scapular positioning in patients with shoulder pain: state of the art. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 30(1), 69-75. [doi:10.1016/j.jmpt.2006.11.012](https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2006.11.012)

- Odom, C. J., Taylor, A. B., Hurd, C. E., & Denegar, C. R. (2001). Measurement of scapular asymmetry and assessment of shoulder dysfunction using the lateral scapular slide test: a reliability and validity study. *Physical Therapy*, 81(2), 799-809. Retirado de: <http://ptjournal.apta.org/content/81/2/799>
- Oyama, S., Myers, J. B., Wassinger, C. A., Ricci, R. D., & Lephart, S. M. (2008). Asymmetric resting scapular posture in healthy overhead athletes. *Journal of athletic training*, 43(6), 565. doi: [10.4085/1062-6050-43.6.565](https://doi.org/10.4085/1062-6050-43.6.565)
- Paine, R. M., & Voight, M. (1993). The role of the scapula. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 18(1), 386-391. Retirado de: <http://www.jospt.org/doi/abs/10.2519/jospt.1993.18.1.386>
- Pascoal, A. G. B. A. (2001) Ombro e elevação do braço: análise cinemática e electromiográfica sobre a influência da carga externa e velocidade do braço no ritmo escapulo-umeral tridimensional. Doutoramento em Motricidade Humana na especialidade de Ciências da Motricidade. Universidade Técnica de Lisboa. Faculdade de Motricidade Humana. Tese D 280, Tese D 281.
- Peat, M. (1986). Functional anatomy of the shoulder complex. *Physical Therapy*, 66(12), 1855-1865. Retirado de: <http://ptjournal.apta.org/content/66/12/1855.long>
- Pomianowski, S. (2001). A 3-space electromagnetic tracking device---a useful method in an in vitro study. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 3(2), 49-53. Retirado de: <http://www.actabio.pwr.wroc.pl/Vol3No2/5.pdf>
- Peterson, D. E., Blankenship, K. R., Robb, J. B. *et al.*, (1997). Investigation of the validity and reliability of four objective techniques for measuring forward shoulder posture. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 25(1), 34-42. doi:10.2519/jospt.1997.25.1.34
- Pontin, J. C. B., Stadniky, S. P., Suehara, P. T., Costa, T. R., & Chamlian, T. R. (2013). Avaliação estática do posicionamento escapular em indivíduos normais. *Acta Ortop Bras*, 21(4), 208-12. doi: 10.1590/S1413-78522013000400005.
- Porto, C.C. (2005). *Semiologia Médica* (2ª edição). Rio de Janeiro, Brasil: Guanabara Koogan.
- Roy, J. S., Moffet, H., Hébert, L. J., St-Vincent, G., & McFadyen, B. J. (2007). The reliability of three-dimensional scapular attitudes in healthy people and people with shoulder

impingement syndrome. *BMC musculoskeletal disorders*, 8(1), 49. doi:10.1186/1471-2474-8-49.

Saha, A. K., Das, A. K., & Dutta, S. K. (1983). Mechanism of Shoulder Movements and a Plea for the Recognition of " Zero Position" of Glenohumeral Joint. *Clinical orthopaedics and related research*, 173, 3-10. Retirado de: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2413634/>

Salvador, C. H. D. M., Tessitore, A., Pfeilsticker, L. N., Paschoal, J. R., & Nemr, K. (2013). Mensuração da evolução terapêutica com paquímetro digital na Paralisia Facial Periférica de Bell. *Rev. CEFAC*, 15 (3), 592-598. Retirado de: http://www.scielo.br/pdf/rcefac/v15n3/aop_158-11.pdf

Santos, C. M. L. D. & Matias, R. C. B. R. (2011). Protocolo de fisioterapia, com auxílio de biofeedback electromiográfico, em utentes com disfunções do ombro: efeitos na dor, funcionalidade e estabilidade dinâmica. Dissertação de Mestrado em Fisioterapia-Relatório de Projecto de Investigação. Faculdade de Ciências Médicas-Universidade Nova de Lisboa/Escola Superior de Saúde de Setúbal-IPS, Setúbal, Portugal.

Santos, S. G. (2013). A influência da prática do judô na postura de atletas do sexo masculino do estado do Paraná. *Kinesis*, (10). Retirado de: <http://cascavel.ufsm.br/revistas/ojs-2.2.2/index.php/kinesis/article/view/10235>

Santos, C. & Matias, R. C. B. R. (2007). A intervenção da Fisioterapia em utentes com Síndrome de Conflito Sub-Acromial e Instabilidade da Gleno-Umeral: efectividade e pressupostos, Revisão de Literatura. *EssFisionline*, 3 (4), 14-35. Retirado de: http://www.researchgate.net/profile/Ricardo_Matias2/publication/262688696_A_Interveno_em_Utentes_com_Sndrome_de_Conflito_Sub-Acromial_e_Instabilidade_da_Gleno-Umeral_Efectividade_e_Pressupostos/links/00b7d5387b5403a90b000000.pdf

Sahrmann, S. A. (2002). *Diagnosis and Treatment of Movement Impairment Syndromes*. St. Louis, Toronto, Canada: Mosby.

Scibek, J. S., & Carcia, C. R. (2012). Assessment of scapulohumeral rhythm for scapular plane shoulder elevation using a modified digital inclinometer. *World journal of orthopedics*, 3(6), 87. doi:10.5312/wjo.v3.i6.87

- Šenk, M., & Chèze, L. (2010). A new method for motion capture of the scapula using an optoelectronic tracking device: a feasibility study. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 13(3), 397-401. doi: 10.1080/10255840903263945
- Sobush, D. C., Simoneau, G. G., Dietz, K. E., Levene, J. A., Grossman, R. E., & Smith, W. B. (1996). The Lennie test for measuring scapular position in healthy young adult females: a reliability and validity study. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 23(1), 39-50. Retirado de: <http://www.jospt.org/doi/abs/10.2519/jospt.1996.23.1.39>
- Souchard, P. E. (1986). *Reeducação Postural Global*. (2ª edição). São Paulo, Brasil: Ícone.
- Tee, K. P., Burdet, E., Chew, C. M., & Milner, T. E. (2004). A model of force and impedance in human arm movements. *Biological cybernetics*, 90(5), 368-375. doi: 10.1007/s00422-004-0484-4
- Struyf, F., Nijs, J., Mottram, S., Roussel, N. A., Cools, A. M., & Meeusen, R. (2012). Clinical assessment of the scapula: a review of the literature. *British journal of sports medicine*, 48(11), 883-890. doi:10.1136/bjsports-2012-091059 Retirado de: http://www.researchgate.net/publication/229437680_Clinical_assessment_of_the_scapula_a_review_of_the_literature/file/50463519b5dc123fb5.pdf
- Tate, A. R., McClure, P., Kareha, S., & Irwin, D. (2008). Effect of the Scapula Reposition Test on shoulder impingement symptoms and elevation strength in overhead athletes. *journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 38(1), 4-11. doi:10.2519/jospt.2008.2616
- Teece, R. M., Lunden, J. B., Lloyd, A. S., Kaiser, A. P., Cieminski, C. J., & Ludewig, P. M. (2008). Three-dimensional acromioclavicular joint motions during elevation of the arm. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 38(4), 181-190. doi:10.2519/jospt.2008.2386.
- Testut, L., & Latarjet, A. (1979). *Compendio de anatomía descriptiva: Libro III: Miología: Capítulo VI: Músculos del miembro superior*. (22ª Edición). Barcelona, España: Salvat editores.
- Thompson, C. W., & Floyd, R. T. (2003). *Manual de Cinesiologia Estrutural* (14ª Edição). São Paulo, Brasil: Manole.
- Tixa, S. (2006). *Atlas de anatomía palpatoria tomo I. Cuello, tronco y extremidad superior*. (2ª ed.) Barcelona, Espanha. Elsevier Masson.

- T'Jonck, L., Lysens, R., & Grasse, G. (1996). Measurements of scapular position and rotation: a reliability study. *Physiotherapy research international*, 1(3), 148-158. Retirado de: <http://internationalshouldergroup.org/files/proceedings1997/jonck1.pdf>
- Tsai, N. T., McClure, P. W., & Karduna, A. R. (2003). Effects of muscle fatigue on 3-dimensional scapular kinematics. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 84(7), 1000-1005. doi:10.1016/S0003-9993(03)00127-8
- Uhl, T. L., Kibler, W. B., Gecewich, B., & Tripp, B. L. (2009). Evaluation of clinical assessment methods for scapular dyskinesis. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 25(11), 1240-1248. Retirado de: <http://xa.yimg.com/kq/groups/19520777/810185345/name/Evaluation+of+Clinical+Assessment+Methods+for+Scapular.pdf>
- van Der Helm, F. (1994). Analysis of the kinematics and dynamic behaviour of the shoulder mechanism. *Journal Biomechanics*. 27(5), 527-550. Retirado de: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8027089>
- van der Helm, F. C., & Pronk, G. M. (1995). Three-dimensional recording and description of motions of the shoulder mechanism. *Journal of biomechanical engineering*, 117(1), 27-40. doi:10.1115/1.2792267
- van der Helm, F. C. (1997). A three-dimensional model of the shoulder and elbow. In *First Conference of the International Shoulder Group* (pp. 65-70). Retirado de: <http://internationalshouldergroup.org/files/proceedings1997/helm2.pdf>
- Velhinho, J. & Matias, R. (2008). Contributo para o desenvolvimento de uma Metodologia de Avaliação da posição da omoplata: Validade concorrente. Projecto de Investigação III, Escola Superior de Saúde- Instituto Politécnico de Setúbal.
- Watson, L., Balster, S. M., Finch, C., & Dalziel, R. (2005). Measurement of scapula upward rotation: a reliable clinical procedure. *British journal of sports medicine*, 39(9), 599-603. doi:10.1136/bjism.2004.013243
- Yano, Y., Hamada, J., Tamai, K., *et al.*, (2010). Different scapular kinematics in healthy subjects during arm elevation and lowering: glenohumeral and scapulothoracic patterns. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 19(2), 209-215. [doi:10.1016/j.jse.2009.09.007](http://dx.doi.org/10.1016/j.jse.2009.09.007)

Ascension technology corporation: <http://www.ascension-tech.com/>

Ascension technology corporation – Flock of Birds (FOB): <http://www.ascension-tech.com/realtime/RTflockofBIRDS.php>

ANEXO A

Registro de características da amostra:

Número:

Sexo: Masculino: Feminino:

Peso: _____

Altura: _____

Idade: _____

Área de residência: _____

Profissão: _____

Obrigado pela disponibilidade e colaboração.

ANEXO B

Tabela de recolha dos dados durante a avaliação das medidas lineares e angulares.

	Plano	Posição	M1	M2	M3	M4	M5		
SUJEITO Nº	Frontal	0º						Repetição Nº	
		30º							
		60º							
		90º							
		120º							
	Omoplata	0º							
		30º							
		60º							
		90º							
		120º							
	Sagital	0º							
		30º							
		60º							
		90º							
		120º							

ANEXO C

Consentimento informado para participação em estudo de carácter científico

Eu, _____,

Concordo em participar no estudo no qual se pretende desenvolver uma metodologia de avaliação da posição da omoplata em indivíduos assintomáticos, realizado no âmbito do 2º ano do Mestrado em Fisioterapia em Condições Músculo-esqueléticas na Escola Superior de Saúde do Instituto Politécnico de Setúbal em parceria com a Universidade Nova de Lisboa.

Foram-me explicados os principais objetivos do estudo e foi-me informado que os meus dados pessoais irão ser tratados de forma confidencial.

Tenho conhecimento da necessidade de expor a parte superior do tronco para análise necessária ao estudo.

Foi-me igualmente informado que sou livre de não querer participar neste estudo, sem que isso me venha a prejudicar de alguma forma.

Assinatura do voluntário: _____

Assinatura do Investigador: _____

Data: ____/____/____