



Gisela Marisa  
Branco Afonso

**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

Relatório do Projecto 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 do Professor Ricardo Matias

Declaro que este Relatório de Projecto 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 ..... de .....

Declaro que este Relatório de Projecto de Investigação se encontra em condições de ser apresentada a provas públicas.

O orientador,

---

Setúbal, .... de ..... de .....

## **Agradecimentos**

Breve e sucintamente não poderia de deixar aqui patente os agradecimentos a todos aqueles que não desistiram de mim.

Em primeiro lugar ao Vasco, por acreditar, por vezes mais do que eu, na minha capacidade de gestão de tudo o que tinha em mãos, pelo companheiro que mostrou ser, por nunca me ter deixado desistir. Beijo e muito obrigada.

À Ana Luísa, companheira de mestrado, com quem dividi a tese, e que sempre teve ao meu lado nos momentos mais difíceis, destes duros meses de trabalho. Pela companhia nas viagens a Setúbal, mesmo com chuva e mau tempo. Não desistas Ana, tu és capaz.

Mãe e Pedro, a vocês, pelo simples facto de fazerem parte da minha vida.

Ao professor Ricardo Matias, pela ajuda que me prestou, pela exigência tão sua característica, que agora percebo melhor.

Às colegas de trabalho, por me ouvirem muitas vezes, por me darem “aquela palmadinha nas costas” que me soube tão bem naqueles momentos de maior desespero. Obrigada por me lembrarem que sou resiliente.

**OBRIGADA!**

## RESUMO

### **Contributo para o desenvolvimento de uma metodologia que avalia a posição da omoplata: Fidedignidade intra e inter-observador e Validade Concorrente**

**Introdução:** A relação cinemática entre as articulações do CAO apresenta grande importância na função do MS, e é por isso cada vez mais investigada e descrita. O posicionamento da omoplata ganha um importante papel para compreender as DCAO. É indiscutível o importante papel da omoplata na dinâmica do MS, bem como o posicionamento escapular como parâmetro clínico de disfunção do CAO. Todos estes factores criam a necessidade de desenvolver instrumentos de avaliação da posição da articulação ET. A grande maioria dos testes de avaliação, restringem a sua avaliação às disfunções da articulação GU, não integrando uma avaliação mais dinâmica e interactiva que respeite os pressupostos teóricos inerentes ao REU. É importante também que os métodos de avaliação sejam de fácil aplicabilidade clínica e que avaliem fidedignamente e com validade os *outcomes*. **Objectivos:** Contribuir para o desenvolvimento de uma metodologia de avaliação da omoplata em diferentes amplitudes do MS, através do estudo da validade concorrente, da fidedignidade intra e inter-observador. **Metodologia:** A amostra foi constituída por 20 elementos seleccionados por conveniência, entre o corpo de discentes da ESS-IPS, sem história de disfunção do CAO. Foi realizada uma análise cinemática ao MS de cada sujeito, usando um aparelho de análise por varrimento electromagnético, o FOB. Em cada sujeito foram ainda medidas, as distâncias escapulares em estudo, usando a fita métrica. Cada método de medição foi constituído por dois momentos (teste e reteste), em cada momento, as medidas eram recolhidas por dois investigadores distintos. **Resultados e Discussão:** Foram considerados como positivos os resultados que se apresentassem acima do limiar de 0,5, que classifica uma correlação como moderada a excelente. Os resultados da validade mostram que para o investigador 1 nas medidas M1 e M2 apenas houve correlação com valores excelentes a moderados até aos 30° de elevação do MS. Já para M3 apenas aos 30° no plano da omoplata essa mesma correlação não tem valores próximos do *cutpoint*. Em M4 nenhum valor tem correlação significativa com os valores do FOB, chegando mesmo a haver correlação negativa para os 120° no plano da omoplata. Em M5 apenas os 0° mostram valores correlacionais excelentes a moderados. Para o investigador 2, em M1 e M2 á semelhança do investigador 1, só existem valores de correlação significativos até aos 30° de elevação do MS. Já para M3 todos os valores mostram excelente a moderada correlação á excepção dos 120° no plano frontal. Em M4 este investigador apresenta maus resultados. Já em M5 os valores de correlação são moderados aos 0° e aos 90°. No que diz respeito aos resultados dos CCI intra-observador, podemos afirmar que foi em M5 que estes valores mais se aproximaram do *cut point*. M1 e M2 são as medidas onde se encontram resultados menos satisfatórios. É aos 60° que existem valores mais satisfatórios, seguidos pelos 0° e 30°, quando nos aproximamos de graus mais elevados, como 90° e 120°, estes valores tendem a baixar. Quanto á fidedignidade inter-observador para M1 apenas aos 90° e aos 120° houve valores de correlação abaixo do *cutpoint*. Em M2, só os 60° do plano sagital não teve valores acima do *cutpoint*, em M3 apenas os 30° plano sagital não obtiveram valores acima do *cut-point*, o mesmo acontece para M3 aos 30° plano da omoplata e em M5 aos 30° e 120° no plano frontal. **Conclusão:** Os resultados deste estudo indicam que a metodologia em causa apresenta elevado grau de fidedignidade inter-observador, já no que toca é fidedignidade intra-observador o grau de semelhança não é tão elevado. Também o erro associado á medida não ultrapassou 1,5cm, sendo considerado baixo. Na validade concorrente concluímos que é aos 0° que a metodologia se torna uma opção válida na aferição das distâncias medidas com uma boa a excelente concordância com o FOB. As medidas consideradas como opções válidas, nas diferentes amplitudes, podem funcionar como parâmetros clínicos de caracterização do posicionamento da omoplata, podendo vir a contribuir ainda para a caracterização da orientação da mesma.

**Afonso, Gisela & Matias, Ricardo**

**PALAVRAS-CHAVE:** posição da omoplata, medição, cinemática escapular, fidedignidade, validade

## ABSTRACT

### **Contribution to the development of a methodology that measures the position of the scapula: Reliability intra and inter observer and Concurrent Validity**

**Introduction:** The kinematic relationship between the joints of the CAO has great importance in the function of MS, which is why more and more investigated and described. The positioning of the blade gets an important role in understanding the DCAO. There is no doubt the important role of the scapula in the dynamics of MS as well as the positioning of scapular dysfunction as a clinical parameter of the CAO. All these factors create the need to develop tools for evaluating the place of articulation ET. Most assessment tests, restrict its assessment to GU joint disorders, not incorporating a more dynamic and interactive way that respects the theoretical assumptions inherent in the REU. It is also important that the methods are easy to apply clinical and reliably to assess the validity and outcomes. **Objectives:** To contribute to the development of a methodology for evaluating the scapula in different ranges of MS, through the study of concurrent validity, reliability of intra-and inter-observer. **Methodology:** The sample consisted of 20 selected elements for convenience, between the body of students of IPS-ESS with no history of dysfunction of the CAO. We performed a kinematic analysis of each subject to MS, using a scanning device for electromagnetic analysis, the FOB. In each subject were also measured, the scapular distances under study, using tape measure. Each method of measuring the time consisted of two (test and retest), in each moment, the measures were collected by two different investigators. **Results and Discussion:** We considered as positive results that were above the threshold of 0.5, which ranks as a moderate to excellent correlation. The results show that the validity for the researcher in an action M1e M2 was only correlated with moderate to excellent values up to 30° of elevation of the MS. As for M3 only to 30° in the plane of the scapula has the same correlation values near the cutpoint. M4 has no value in correlation with the values of the FOB, and even negative correlation to 120 ° in the plane of the scapula. In M5 show only the values 0 ° correlational excellent to moderate. For investigator 2 in M1 and M2 will be like an investigator, there are only significant correlation values up to 30° of elevation of the MS. As for M3 all the values show excellent correlation to moderate with the exception of 120 ° in the frontal plane. In this researcher M4 has bad results. M5 already in the correlation values are moderate to 0 ° and 90 °. Regarding the results of ICC intra-observer, we can say that M5 was that these values come closest to the cut point. M1 and M2 are measures which are less than satisfactory results. At 60 ° there are more satisfactory values, followed by 0° and 30°, when we approached the highest levels, such as 90 ° and 120 °, these values tend to decrease. The inter-observer reliability for M1 only to 90 ° and 120 ° correlation values were below the cutpoint. In M2, only 60 of the sagital plane did not have values above the cutpoint in M3 only 30° sagital plane did not obtain values above the cut-point, the same goes for M3 at 30 ° plane of the scapula and M5 at 30 ° and 120 ° in frontal plane. **Conclusion:** The results of this study indicate that the methodology in question has a high degree of inter-observer reliability, as far as intra-observer reliability is the degree of similarity is not as high. Also the error of measure did not exceed 1.5 cm, and is considered low. In concurrent validity conclude that it is at 0 ° the methodology becomes a valid option for the measurement of distances measured with a good to excellent agreement with the FOB. The measures considered as valid options in different amplitudes, can function as clinical parameters to characterize the positioning of the shoulder blade and could further contribute to the characterization of the orientation of the same.

**Afonso, Gisela & Matias, Ricardo**

**KEYWORDS:** scapular position, measurement, scapular kinematics, reliability, validity

## ÍNDICE

<b>INTRODUÇÃO .....</b>	<b>1</b>
<b>1. ENQUADRAMENTO TEÓRICO:.....</b>	<b>3</b>
1.1-COMPLEXO ARTICULAR DO OMBRO: .....	3
1.2-POSIÇÃO DE REPOUSO DA OMOPLATA: .....	4
1.2.1-Importância da omoplata: .....	6
1.2.2-Diversidade da posição angular da omoplata: .....	10
1.3-DISFUNÇÃO DO COMPLEXO ARTICULAR DO OMBRO : .....	18
<b>2. MÉTODOS DE AVALIAÇÃO DA POSIÇÃO DA OMOPLATA .....</b>	<b>23</b>
2.1-MÉTODO DE <i>HOST</i> .....	23
2.2-SCAPULAR INDEX .....	24
2.3-LATERAL SCAPULAR SLIDE TEST .....	25
2.4-MÉTODO DE <i>DIVETA</i> .....	27
2.5-MÉTODO DE <i>LENNIE</i> .....	27
<b>3- PROPOSTA DE NOVA METODOLOGIA PARA AVALIAÇÃO DA POSIÇÃO DA OMOPLATA - PRESSUPOSTOS:.....</b>	<b>33</b>
<b>4-VALIDADE E FIDEDIGNIDADE:.....</b>	<b>35</b>
4.1- VALIDADE .....	35
4.2-FIDEDIGNIDADE .....	36
<b>5. METODOLOGIA.....</b>	<b>38</b>
5.1.OBJECTIVO.....	38
5.2. ABORDAGEM METODOLÓGICA.....	38
5.3.AMOSTRA .....	38
5.3.1.Critérios de inclusão e exclusão .....	39
5.4.INSTRUMENTOS.....	39
5.4.1.Flock of Birds.....	39
5.4.2. Fita Métrica.....	40
5.4.3. Questionário de caracterização:.....	40
5.4.4.Palpação.....	41
5.5. PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL.....	43
5.5.1.Fase inicial:.....	43
5.5.2.No laboratório: .....	43
5.6- TREINO DE COMPETÊNCIAS: .....	49
<b>6. ANÁLISE ESTATÍSTICA .....</b>	<b>50</b>
<b>7. QUESTÕES ÉTICAS.....</b>	<b>52</b>
<b>8. APRESENTAÇÃO DE RESULTADOS .....</b>	<b>53</b>
8.1- AMOSTRA .....	54

8.2- POSIÇÃO DA OMOPLATA NOS DIFERENTES PLANOS DE TESTE: .....	55
8.2.1- Plano sagital (0°, 30°, 60°, 90°, 120°) .....	56
8.2.2- Plano omoplata (0°, 30°, 60°, 90°, 120°) .....	62
8.2.3- Plano frontal (0°, 30°, 60°, 90°, 120°) .....	68
8.3- VALIDADE CONCORRENTE .....	75
8.3.1- Coeficiente de Correlação Intra-classe do Investigador 1 Vs. Flock of Birds .....	76
8.3.2- Coeficiente de Correlação Intra-classe do Investigador 2 Vs. Flock of Birds .....	78
8.4- FIDEDIGNIDADE .....	80
8.4.1- Fidedignidade intra-observador .....	80
8.4.2- Fidedignidade inter-observador .....	84
<b>9- DISCUSSÃO DOS RESULTADOS.....</b>	<b>86</b>
9.1- AMOSTRA: .....	86
9.2 – CONSIDERAÇÕES À ESTATÍSTICA DESCRITIVA: .....	86
9.3- VALIDADE CONCORRENTE: .....	88
9.4- FIDEDIGNIDADE INTRA-OBSERVADOR: .....	92
9.5- FIDEDIGNIDADE INTER-OBSERVADOR: .....	95
9.6 -APLICABILIDADE NA PRÁTICA CLÍNICA: .....	98
<b>10. CONCLUSÃO.....</b>	<b>101</b>
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>103</b>
<b>APÊNDICE A .....</b>	<b>I</b>
<b>APÊNDICE B.....</b>	<b>II</b>
<b>APÊNDICE C .....</b>	<b>III</b>
<b>APÊNDICE D .....</b>	<b>IV</b>
<b>APÊNDICE E.....</b>	<b>VIII</b>
<b>APÊNDICE F.....</b>	<b>X</b>

## Índice de gráficos

Gráfico 1: Distâncias médias (cm) registadas pelos investigadores e FOB relativamente a M1 nas diferentes amplitudes de teste no plano Sagital.....	59
Gráfico 2: Distâncias médias (cm) registadas pelos investigadores e FOB relativamente a M2 nas diferentes amplitudes de teste no plano Sagital.....	59
Gráfico 3: Distâncias médias (cm) registadas pelos investigadores e FOB relativamente a M3 nas diferentes amplitudes de teste no plano Sagital.....	60
Gráfico 4: Distâncias médias (cm) registadas pelos investigadores e FOB relativamente a M4 nas diferentes amplitudes de teste no plano Sagital.....	60
Gráfico 5: Distâncias médias (cm) registadas pelos investigadores e FOB relativamente a M5 nas diferentes amplitudes de teste no plano Sagital.....	61
Gráfico 6: Distâncias médias (cm) registadas pelos investigadores e FOB relativamente a M1 nas diferentes amplitudes de teste no plano da Omoplata.....	64
Gráfico 7: Distâncias médias (cm) registadas pelos investigadores e FOB relativamente a M2 nas diferentes amplitudes de teste no plano da Omoplata.....	65
Gráfico 8: Distâncias médias (cm) registadas pelos investigadores e FOB relativamente a M3 nas diferentes amplitudes de teste no plano da Omoplata.....	65
Gráfico 9: Distâncias médias (cm) registadas pelos investigadores e FOB relativamente a M4 nas diferentes amplitudes de teste no plano da Omoplata.....	66
Gráfico 10: Distâncias médias (cm) registadas pelos investigadores e FOB relativamente a M5 nas diferentes amplitudes de teste no plano da Omoplata.....	66
Gráfico 11: Distâncias médias (cm) registadas pelos investigadores e FOB relativamente a M1 nas diferentes amplitudes de teste no plano da Frontal.....	70
Gráfico 12: Distâncias médias (cm) registadas pelos investigadores e FOB relativamente a M2 nas diferentes amplitudes de teste no plano da Frontal.....	71

Gráfico 13: Distâncias médias (cm) registadas pelos investigadores e FOB relativamente a M3 nas diferentes amplitudes de teste no plano da Frontal.....	71
Gráfico 14: Distâncias médias (cm) registadas pelos investigadores e FOB relativamente a M4 nas diferentes amplitudes de teste no plano da Frontal.....	72
Gráfico 15: Distâncias médias (cm) registadas pelos investigadores e FOB relativamente a M5 nas diferentes amplitudes de teste no plano da Frontal.....	72
Gráfico 16: CCI entre investigador 1 e FOB no plano Frontal.....	76
Gráfico 17: CCI entre investigador 1 e FOB no plano da Omoplata.....	76
Gráfico 18: CCI entre investigador 1 e FOB no plano Sagital.....	77
Gráfico 19: CCI entre investigador 2 e FOB no plano Frontal.....	79
Gráfico 20: CCI entre investigador 2 e FOB no plano da Omoplata.....	79
Gráfico 21: CCI entre investigador 2 e FOB no plano Sagital.....	79
Gráfico 22: CCI do Investigador 1 entre repetições no plano Frontal.....	81
Gráfico 23: CCI do Investigador 1 entre repetições no plano da Omoplata.....	81
Gráfico 24: CCI do Investigador 1 entre repetições no plano Sagital.....	81
Gráfico 25: CCI do Investigador 2 entre repetições no plano Frontal.....	83
Gráfico 26: CCI do Investigador 2 entre repetições no plano da Omoplata.....	83
Gráfico 27: CCI do Investigador 2 entre repetições no plano Sagital.....	83
Gráfico 28: CCI inter-investigador no plano Frontal.....	85
Gráfico 29: CCI inter-investigador no plano da Omoplata.....	85
Gráfico 30: CCI inter-investigador no plano Sagital.....	85

## Índice de figuras

Figura 1 Posição ideal da omoplata.....	4
Figura 2 Movimentos da omoplata. A- rotação interna/externa ou protração/retração; B- Rotação superior/inferior; C- Báscula anterior/posterior.....	5
Figura 3 Formas de actuação da musculatura da cintura escapular.....	6
Figura 4 Flock of Birds System .....	40
Figura 5 Pontos de referência para medir a omoplata.....	42
Figura 6 Sistema de coordenadas local da omoplata.....	46

## Índice de tabelas

Tabela 1 Síntese dos modelos descritivos de elevação do braço (ritmo escapulo-umeral).....	10
Tabela 2 Rotações da omoplata descritas na literatura ao longo de 120° de elevação no plano da omoplata.....	12
Tabela 3 Valores médios da posição angular da omoplata (em graus) durante o movimento de flexão no plano da omoplata.....	14
Tabela 4 Valores médios da posição angular da omoplata durante o movimento de flexão nas rotações inferiores e superiores.....	14
Tabela 5 Valores médios angulares da omoplata durante o movimento de flexão no plano da omoplata nas diferentes amplitudes.....	15
Tabela 6 Valores médios angulares da omoplata durante o movimento de flexão no plano da sagital nas diferentes amplitudes.....	15
Tabela 7 Valores médios angulares da omoplata durante o movimento de abdução no plano da frontal nas diferentes amplitudes.....	15
Tabela 8 Valores médios angulares da omoplata durante o movimento de flexão no plano da sagital nas amplitudes de 30° e 90°.....	16
Tabela 9 Valores médios angulares da omoplata durante o movimento de abdução no plano da frontal nas amplitudes de 30° e 90°.....	16
Tabela 10 Valores médios angulares da omoplata durante o movimento de abdução no plano da frontal nas amplitudes de 0° e 90°.....	16
Tabela 11 Valores médios angulares da omoplata durante o movimento de flexão no plano da omoplata nas diferentes amplitudes.....	17
Tabela 12 Sumário do movimento da omoplata durante a elevação do membro superior em indivíduos saudáveis e com patologia.....	19
Tabela 13 Proposta de mecanismos biomecânicos para as alterações da dinâmica escapular.....	20

Tabela 14 Resumo dos estudos de validação dos métodos clínicos apresentando os coeficientes de correlação.....	31
Tabela 15 Resumo dos estudos de Fidedignidade – s.d.: sem dados; *: intra-observador;; (D): dominante; (ND): não dominante; (LD e LE): lado direito ou esquerdo.....	32
Tabela 16 Pontos de referência para medir a omoplata.....	43
Tabela 17 Pontos de referência para o <i>stylus</i> .....	45
Tabela 18 Ordem de decomposição dos ângulos de <i>Euler</i> e respectiva.....	47
Tabela 19 Medições efectuadas nas recolhas.....	49
Tabela 20: Características da amostra (N=20).....	54
Tabela 21: Médias (desvio-padrão) das posições angulares da omoplata durante a elevação do MS no plano sagital para os 0°, 30°,60°,90°,120°.....	56
Tabela 22: Médias (desvio-padrão) das posições angulares da omoplata durante a elevação do MS no plano da omoplata para os 0°, 30°,60°,90°,120°.....	62
Tabela 23: Médias (desvio-padrão) das posições angulares da omoplata durante a elevação do MS no plano frontal para os 0°, 30°,60°,90°,120°.....	68
Tabela 24: CCI entre investigador 1 e FOB.....	76
Tabela 25: CCI entre investigador 2 e FOB.....	78
Tabela 26: Intra-observador CCI do investigador 1 entre repetições.....	80
Tabela 27: Intra-observador CCI do investigador 2 entre repetições.....	82
Tabela 28: Inter-observador CCI entre investigador 1 e investigador 2.....	84

## **LISTA DE ABREVIATURAS**

REU: ritmo escápulo-umeral

AC: acromio-clavicular

ET: escápulo-torácica

CAO: complexo articular do ombro

EU- escápulo-umeral

EC- esterno-clavicular

AA- ângulo acromial

RE- raiz espinha

BI- bordo inferior da omoplata

C7- apófise espinhosa da 7<sup>a</sup> vértebra cervical

T1- apófise espinhosa da 1<sup>a</sup> vértebra torácica

T2- apófise espinhosa da 2<sup>a</sup> vértebra torácica

T3- apófise espinhosa da 3<sup>a</sup> vértebra torácica

T4- apófise espinhosa da 4<sup>a</sup> vértebra torácica

T5- apófise espinhosa da 5<sup>a</sup> vértebra torácica

T6- apófise espinhosa da 6<sup>a</sup> vértebra torácica

T7- apófise espinhosa da 7<sup>a</sup> vértebra torácica

T8- apófise espinhosa da 8<sup>a</sup> vértebra torácica

FE- Fúrcula esternal

AX- apêndice xifóide

ACo- apófise coracóide

MS- membro superior

ISB- International Society of Biomechanics

FOB- Flock of Birds

LSST - Lateral Scapular Slide Test

SCSA- síndrome de conflito sub-acromial

GU- gleno-umeral

IGU- instabilidade gleno-umeral

EMG- electromiografia

IMC- Índice de Massa Corporal

CCI- Coeficiente de correlação intra-classe

EP- Erro padrão

CV- Coeficiente de Variação



## INTRODUÇÃO

As disfunções músculo-esqueléticas do Complexo Articular do Ombro (CAO) constituem uma das causas mais comuns de morbilidade, e em alguns grupos profissionais são os maiores responsáveis pela abstenção laboral (Cunha-Miranda, Carnide e Lopes, 2010). Em Portugal as quatro disfunções músculo-esqueléticas mais prevalentes associadas ao trabalho são a dor lombar (38,4%), seguida da dor cervical (19,2%), a dor na coluna dorsal (13,9%) e a tendinite do ombro (9,9%). De todas as disfunções do membro superior a tendinite do ombro é a que mais prevalência tem na população activa ligada a uma actividade laboral, logo de seguida vem a tendinopatia da mão (7,5%), tendinite do cotovelo (5%) e por fim o síndrome do túnel cárpico (4,8%) (Cunha-Miranda, Carnide e Lopes, 2010).

Uma grande parte das disfunções do CAO está relacionada com o posicionamento incorrecto da omoplata sobre o tórax. A “chave” para compreender a etiologia da disfunção e a patogénese do CAO passa pela compressão da posição da omoplata (Lewis & Valentine, 2008).

Tendo em conta que o posicionamento da omoplata ganha um importante papel para compreender as disfunções, torna-se lógico que nos processos de reabilitação, as alterações da cinemática escapular sejam tidas em conta, e se projecte nos protocolos de reabilitação utente com disfunções do complexo articular do ombro (DCAO), que englobam a reeducação do CAO devendo incluir exercícios de reposicionamento da omoplata (Kibler, Tim e Maddux, 2002).

Torna-se indiscutível o importante papel da omoplata na dinâmica do membro superior (MS), bem como o posicionamento escapular como parâmetro clínico de disfunção do CAO, todos estes factores criam a necessidade de desenvolver instrumentos de avaliação da posição da articulação Escápulo-Torácica (ET). Para a avaliação clínica da patologia do CAO é necessária uma metodologia que determine a posição da omoplata no espaço (Meskers, Van der Helm, Rodendaal e Rozing, 1998). Com base na relação entre a omoplata e o tórax, na descrição do seu posicionamento e na biomecânica do CAO, pode-se especular que alterações angulares da omoplata traduzem variações das distâncias entre determinadas referências ósseas deste segmento

e eminências ósseas do tórax. Assim a posição da omoplata é muito sensível á sua orientação (Van der Helm, 1994).

A avaliação existente para o CAO baseia-se muito na articulação gleno-umeral (GU), não permitindo a avaliação dinâmica e interactiva da ET e o seu funcionamento no Ritmo escápulo-torácico (REU) (Karduna, McClure, Michener e Sennett, 2001). Desta forma é premente que surja um método clínico que avalie objectivamente o posicionamento da omoplata em diferentes graus de amplitude articular e diferentes planos de movimento dando informação acerca dos movimentos rotatórios (rotação interna/externa, rotação superior/inferior e báscula posterior /anterior) da mesma.

Nos últimos anos têm sido propostas várias metodologias que avaliam a posição da omoplata (Kibler, 1991; Borstad, 2006; Nijs, Roussel, Mottram e Meeusen, 2007; Peterson *et al*, 1997; Devita, Walker e Skibinski, 1990; Sobush *et al*, 1996), incluindo a observação, palpação, goniometria, medição com recurso ao tape e fotografia. Estas medidas apenas reflectem uma análise bidimensional da posição da omoplata (Lewis & Valentine; 2008). No entanto apresentam limitações no que toca às suas propriedades psicométricas (fidedignidade, validade, sensibilidade, especificidade, valores preditivos), o que condiciona o seu uso na prática clínica (Nijs *et al*, 2007). Metodologias mais completas com recurso a análise tridimensional têm sido usadas na avaliação da posição angular da omoplata (Karduna, McClure, Michener e Sennett, 2001). Estas metodologias apresentam-se mais vantajosas mas mais dispendiosas e com menor aplicabilidade clínica pelo uso de aparelhagem sofisticada não acessível à maioria dos clínicos.

Este trabalho tem por objectivo contribuir para o desenvolvimento de uma metodologia de avaliação da posição da omoplata em diferentes amplitudes de elevação do MS.

## 1. ENQUADRAMENTO TEÓRICO:

A configuração do CAO permite uma grande variedade de movimentos em diversas amplitudes, o que acarreta consigo uma grande instabilidade articular. A estabilidade do CAO é suportada por tecidos moles passivos e activos. O CAO é também o elo de ligação do MS com o tronco (DePalma & Johnson 2003). A relação cinemática entre as articulações do CAO apresenta grande importância na função dos membros superiores e por isso é cada vez mais investigada e descrita.

### **1.1-Complexo Articular do Ombro:**

Anatomicamente o CAO é constituído por três articulações: esterno-clavicular, acrómio-clavicular e gleno-umeral, e por duas articulações fisiológicas: sub-acromial e escápulo-torácica. O papel principal deste complexo articular consiste em colocar o MS numa posição que permita a função da mão no espaço (Van der Helm, 1994). Do ponto de vista funcional este complexo revela um importante equilíbrio entre estabilidade e mobilidade: por um lado, proporciona o fulcro necessário á elevação do MS em praticamente todos os planos relativamente ao tronco e, por outro, é responsável por uma base estável para todos os movimentos do MS (Van Der Helm, 1994). Para haver um correcto funcionamento do MS é fundamental que haja capacidade de controlo e posicionamento da omoplata (Mottram, 1997). Se não ocorre um correcto controlo da omoplata durante os movimentos do MS, poderemos estar na presença de um quadro que pré-dispõe o CAO ao desenvolvimento de sintomatologia dolorosa e/ou patologia do ombro (Mottram, 1997).

Alguns autores apresentam o controlo motor como um factor etiológico importante nas disfunções músculo-esqueléticas (Comeford & Mottram, 2001). Os conceitos de estabilidade dinâmica e de disfunção do movimento são uma forma de avaliação do movimento e da função. De acordo com este conceito, o sistema de movimento compreende a interacção coordenada entre os vários sistemas do corpo humano, ou seja, articular, miofascial, neural e tecido conjuntivo. O conceito de estabilidade dinâmica encontra-se relacionado com a capacidade do sistema nervoso modelar, de forma eficiente, o controlo inter-segmentar através de uma co-activação do

sistema muscular local e solicitando, através de padrões coordenados, o sistema muscular global (Comeford & Mottram, 2001).

A omoplata assume assim grande importância para a biomecânica do CAO, sendo a sua relação em conexão com o tórax, essencial para a função do MS (Kibler, 2003, cit. por Ebaugh, McClure e Karduna, 2005).

### 1.2-Posição de repouso da omoplata:

A omoplata está anatomicamente e biomecanicamente interligada com a função do MS. Neste contexto, a posição inicial da omoplata assume grande importância. Do ponto de vista anatómico, a omoplata tem um alinhamento descrito como “normal”. Neste padrão de normalidade o bordo vertebral da omoplata fica paralelo á coluna vertebral e localiza-se a 7,5 cm de distância em relação á linha média do tórax. Localiza-se entre a segunda e a sétima vertebral torácica e apresenta 30° de rotação relativamente ao plano frontal (Sharmann, 2002).

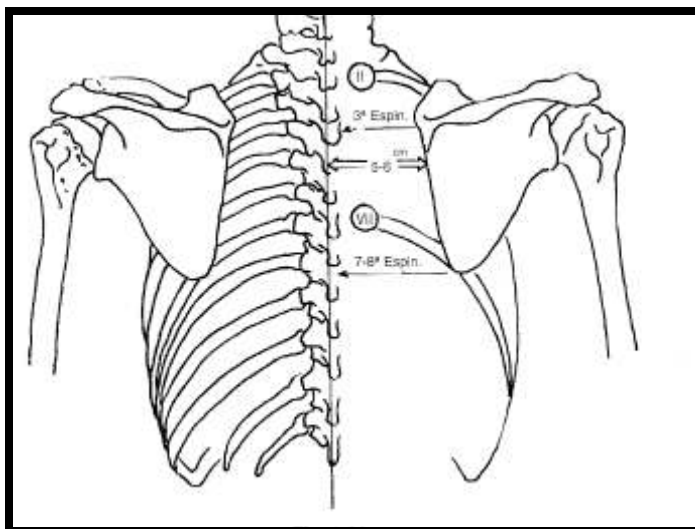


Figura 1: Posição ideal da omoplata (Kapanji, 2000).

Já Kapanji (2000), defende que a posição ideal da omoplata se estende entre a 2<sup>a</sup> e a 7<sup>a</sup> costela e o seu bordo vertebral fica a uma distância de 5 a 6 cm da linha média do tórax (vista posterior) (Figura 1).

Culham e Peat (1993), obtiveram valores diferentes, assumindo que a distância do bordo vertebral da omoplata á coluna seria de cerca de 5cm.

Num estudo de Guerreiro e Matias (2007) verificou-se que a posição inicial da omoplata em indivíduos assintomáticos seria de 8 a 9cm de distância á linha média do

tórax, mais precisamente 9,58cm do ângulo inferior (AI) á apófise espinhosa de T8 e 8,44cm da raiz da espinha (RE) a T1. Constatou-se também que maiores dimensões do tórax estão associadas a maiores distâncias entre a coluna e a mesma. Assim, e tendo em conta a diversidade de medidas, Matias e Guerreiro (2007) sugerem que não devemos falar de uma posição normal, mas sim de um espectro de normalidade. Também Marto et al. (2007) aferiram a posição inicial da omoplata através de medidas horizontais da omoplata à coluna torácica. Estes autores obtiveram uma média de 7,77cm (+/- 1,16) para a primeira medida e 8,46cm (+/- 1,43) para a segunda medida em sujeitos assintomáticos. Em sujeitos sintomáticos identificaram uma média de 7,75cm (+/- 0,21) para a distancia entre a RE e a coluna e 9,05cm (+/-0,26) relativamente á distância entre o AI da omoplata e a coluna. É de notar que o anormal funcionamento da omoplata está relacionado com uma alteração da distância da mesma, daí a importância da aferição do seu posicionamento.

O posicionamento da omoplata sobre o tórax (cerca de 30° em relação ao plano frontal) e o controle da sua mobilidade são factores que influenciam o funcionamento de todo o MS (Cartuxo & Esperegueira-Mendes, 2009). Assim a descrição dos movimentos da omoplata é feita por uma sequência de ângulos de *Euler*. O movimento da omoplata relativamente ao tórax é definido como rotação superior/inferior, rotação interna/externa e bascula anterior/posterior (Karduna *et al*, 2001; Wu *et al*, 2005) (figura 2).

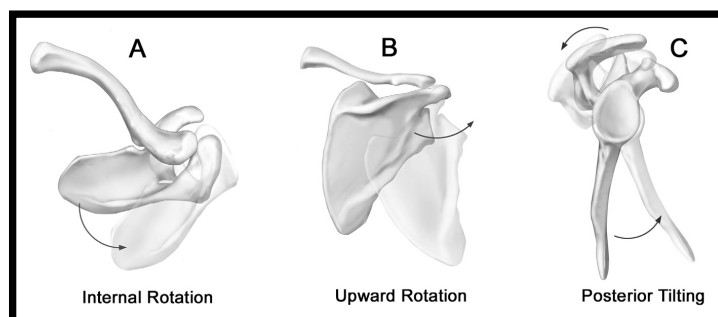


Figura 2: Movimentos da omoplata. A- rotação interna/externa ou protração/retração; B- Rotação superior/inferior; C- Bascula anterior/posterior

O sistema muscular é o que mais contribui para um correcto ou incorrecto posicionamento da omoplata em repouso e durante as actividades funcionais do MS. A influência neural e muscular assume particular importância no que diz respeito á estabilidade, uma vez que as estruturas ligamentares estão reduzidas às articulações

acromio-clavicular (AC). Ao contrário do que acontece noutras articulações, os constituintes ósseos e capsulo-ligamentares são mínimos, por isso a estabilidade da articulação ET é dependente do controlo activo, sendo os músculos Grande Dentado e Trapézio Inferior os mais importantes (Marto *et al*, 2007).

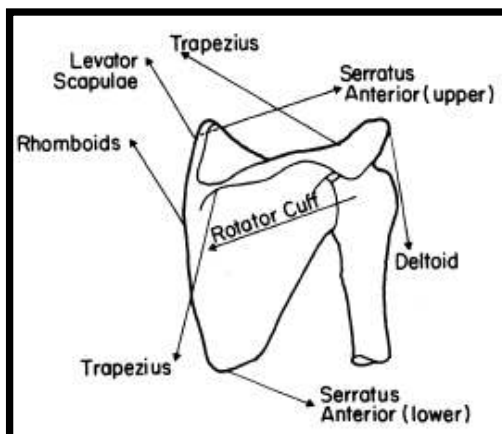


Figura 3: Formas de actuação da musculatura da cintura escapular (Peat, 1986)

### 1.2.1-Importância da omoplata:

Fazendo parte do CAO, o papel da omoplata passa por promover um bom funcionamento do mesmo no desempenhar de actividades. A função ideal da omoplata é criada quando a anatomia e a fisiologia do CAO estão integras e contribuem para uma biomecânica “saudável”. O papel da omoplata varia consoante a sua posição e movimento de forma a facilitar um movimento harmonioso (Kibler & McMullen, 2003).

A omoplata e a *interface* ET desempenham diversas funções essenciais para o funcionamento do CAO.

#### Papéis da omoplata:

1- Promover movimento coordenado com a cabeça do úmero, para que o centro instantâneo de rotação do úmero (ponto que se situa na cabeça do úmero e que define o eixo de rotação da articulação gleno-umeral) seja levado para o padrão fisiológico durante a amplitude de movimento (Kibler & McMullen, 2003).

2- Rotação interna/externa de acordo com o movimento do tórax, para se adaptar á parede torácica (Kibler & McMullen, 2003).

3- A omoplata deve também elevar o acrómio de forma a permitir uma abdução total, sem causar diminuição do espaço sub-acromial e compressão dos tecidos moles (Kibler, 1998).

4- A omoplata serve também como base de inserção muscular nos seus 4 bordos. A acção destes músculos vai promover um controlo de movimento e posição que acompanha todos os papéis atrás citados (Kibler, 1998). Possibilita também uma adequação da relação comprimento/tensão necessária nas diversas posições do braço (Cartuxo & Espregueira-Mendes, 2009).

Durante o movimento de elevação do MS existe movimento combinado da articulação AC, esterno-clavicular (EC), ET e gleno-umeral (GU). Uma vez que o movimento da ET é um somatório do movimento articular da AC e EC podemos separar o movimento de elevação apenas em ET e GU. (Yano et al, 2010). Cathcart (cit. por Yano *et al*, 2010) foi o primeiro autor a reconhecer a contribuição da articulação ET como contributo de uma normal cinemática do ombro. Codman atribuiu o nome de REU a este movimento síncrono (Yano *et al*, 2010). O REU é composto por abdução da GU e rotação superior, báscula posterior e rotação externa da omoplata (Nijs *et al*, 2007). Para um REU integro é necessário que as estruturas musculares forneçam força ajustada e as estruturas ligamentares estejam integras (Kibler *et al* 2002).

A biomecânica descritiva da omoplata revela vários movimentos de rotação durante o movimento funcional do MS. Segundo Kibler (1998) a omoplata move-se externamente nos primeiros 30° a 50° de abdução do úmero. A partir dos 65° de abdução a omoplata roda sobre um eixo fixo, esta rotação acompanha a abdução até ao final da amplitude. Este movimento conta com um rácio de 2:1 entre a abdução GU e a rotação ET. Outros estudos mostram que este rácio pode variar entre 1:1 e 4:1 dependendo das fases de abdução (Kibler, 1998). Sabemos hoje que esse rácio não é consensual entre os diferentes estudos, nem uniforme ao longo dos diversos arcos de amplitude, e varia consoante os planos em que é feito (sagital, frontal e plano da omoplata). Varia também com a velocidade de execução do movimento e ainda com a presença de carga externa ou resistência. Adicionando cargas na extremidade do MS o movimento tridimensional da omoplata altera-se bem como o REU especialmente no movimento de abdução. Estas

alterações reflectem-se na rotação superior e na báscula posterior no movimento de elevação do MS, e na rotação externa quando o movimento ocorre no plano da omoplata (Pascoal, Van Der Helm, Correia, Carita, 2000).

Apesar dessas diferenças, tem sido consensual uma participação relativa da ET nos movimentos de elevação do braço (contributos complementares do par articular AC/EC) em cerca de 1/3 do total do movimento (Cartuxo & Espregueira-Mendes, 2009).

Sabe-se que o correcto posicionamento da omoplata quer em repouso quer durante o arco de movimento (no desempenhar de actividades) é essencial para uma boa função do MS (Kibler, 1998). Durante o movimento de elevação do MS a omoplata realiza rotação superior e báscula posterior, a rotação superior é o movimento predominante durante o movimento ET. A rotação interna da omoplata mostra mais variações entre sujeitos, investigadores, planos de elevação e posições durante a amplitude de movimento. Uma ligeira rotação interna da omoplata pode ser normal no início do movimento de abdução e flexão do ombro. É também aceite que no final do movimento de elevação exista uma rotação externa da omoplata (Ludewig & Reynolds, 2009). Desta forma conclui-se que existem três rotações que definem o movimento da omoplata (rotação superior, báscula posterior e rotação interna) embora os graus destes movimentos possam apresentar variabilidade entre sujeitos.

Tabela 1: Síntese dos modelos descritivos de elevação do braço (REU)

<b>RITMO ESCAPULO-UMERAL</b>	
<b>Fase I (Setting phase) (0°-20,8°)</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- O movimento ocorre essencialmente na articulação GU enquanto a articulação ET permanece praticamente imóvel.</li> <li>- Centro instantâneo de rotação da omoplata perto da RE da omoplata.</li> <li>- A principal actividade dá-se ao nível dos músculos deltóide e supra-espinhoso (Bagg &amp; Forrest, 1008; Berne <i>et al</i>, 1985; Dvir e berne, 1978; Inman <i>et al</i>, 1944; Saha, 1983, cit. por Matias <i>et al</i>, 2006)</li> </ul>
<b>Fase II (20,8°-81,8°)</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Início da participação da articulação ET, que é responsável pelo ratio 3,29:1.</li> <li>- Principais responsáveis por esta acção são os músculos trapézio (com maior incidência nas suas fibras superiores e menor nas fibras inferiores) e grande dentado.</li> <li>- Os músculos deltóide e supra-espinhoso continuam a sua acção (de menos importância) sobre a articulação GU. Esta acção caracteriza-se com um aumento da rotação superior da omoplata (Bagg &amp; Forrest, 1988 cit. por Matias <i>et al</i>, 2006).</li> </ul>
<b>Fase III (81,8-139,1°)</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- A elevação do braço surge acompanhada da rotação do úmero (externa durante a abdução do braço e interna na flexão).</li> <li>- É nesta fase que se atinge a máxima participação da articulação ET com um ratio de 0,71:1.</li> <li>- Centro instantâneo de rotação desloca-se da raiz da espinha da omoplata para junto da articulação AC. Verifica-se um aumento da retracção/rotação externa, no caso da abdução do MS e aumento da protração/rotação interna na flexão do MS.</li> <li>- Durante esta fase observa-se uma fase estacionária (“plateau”) do índice de aumento da activação dos músculos trapézio e grande dentado (Bagg &amp; Forrest, 1988, cit. por Matias <i>et al</i>, 2006).</li> </ul>

<p><b>Fase IV (139,1°-170°)</b></p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Diminuição da participação da articulação escápulo-torácica verificando-se um ratio de 3,49:1.</li> <li>- A actividade do trapézio volta a aumentar, contudo o reduzido braço de alavanca parece indicar que provavelmente este aumento se deve às suas funções de estabilizador vertical da omoplata, ficando a mobilidade a cargo dos músculos trapézio inferior e grande dentado. Este último, por sua vez assegura a continuidade da rotação da omoplata, contrariando a adução (Nijs <i>et al</i>, 2007).</li> </ul>
-------------------------------------	--

### 1.2.2-Diversidade da posição angular da omoplata:

O estudo do papel da omoplata no REU tem sido alvo de atenção por parte de vários autores, uma vez que alterações no seu ritmo parecem estar associadas a várias disfunções no ombro (Yano *et al*, 2010).

Num estudo de Yano et al. (2010), os autores analisaram o REU entre sujeitos saudáveis para determinar aos graus de rotação da omoplata ao longo do movimento de elevação do MS, e para investigar se o movimento da omoplata era semelhante entre os indivíduos da amostra, desde o início da elevação até ao final da extensão no plano da omoplata. Deste estudo conclui-se que existiam dois tipos de REU dentro da amostra, independentemente da dominância de lado. Esta diferença resumia-se á rotação superior da omoplata na fase inicial de elevação do membro superior. Num dos tipos de ritmo, a rotação superior da omoplata era mais evidente (denominado tipo escapular) e no outro esta tinha menos expressão, pelo que foi denominada de GU (Yano *et al*, 2010). Vários autores recorreram a instrumentos diferentes para avaliar os graus de rotação da omoplata ao longo da elevação do MS. A tabela 2 ilustra essa descrição, tendo em conta vários autores (Yano *et al*, 2010). Neste estudo os autores (Yano *et al*, 2010) partiam do 0° tanto do úmero como da omoplata, não averiguando o seu real posicionamento. Desta forma, os resultados por eles apresentados referem-se ângulos absolutos (desde o 0° até ao final da amplitude), não sendo possível comparar estes resultados com outros estudos em que foi tida em conta a posição angular inicial, e em que os resultados espelham ângulos relativos (diferença entre a amplitude final e amplitude inicial).

Um estudo de Guerreiro & Matias (2007) encontrou valores médios de rotações da omoplata de 32,74° para a protração, 4,32° para a báscula anterior e posterior e 11,02° para a rotação superior. Este estudo foi realizado com sujeitos assintomáticos e apenas retrata as rotações da omoplata na posição de repouso.

Tabela 2: Rotações da omoplata descritas na literatura ao longo de 120° de elevação no plano da omoplata (adaptado de Yano *et al*, 2010)

Rotações da omoplata descritas na literatura ao longo de 120° no plano da omoplata				
		Valor médio em graus		
		Rotação superior	Báscula posterior	Rotação interna
Autor	Método			
Freedman and Munro (1966)	Análise 2 D Radiografias, estático e em pé	49	Não aplicado	Não aplicado
Poppen and Walker (1976)	Análise 2D radiografias, estático e em pé	42	Não aplicado	Não aplicado
Bagg and Forrest (1988)	Análise 2 D câmara de alta velocidade, estático e de pé	44	Não aplicado	Não aplicado
Ludewig et al (1996)	Digitalizador electromecânico 3D, sentado, dinâmico (elevação 140°)	36	7	20
Lukasiewicz et al (1999)	Digitalizador electromecânico 3D, de pé, dinâmico	36	37	43
Graichen et al (2000)	RMN 3D deitado, estático	36	16	27
McClure et al (2001)	Digitalizador electromagnético 3D, dinâmico, de pé	38	37	43
Dayanidhi et al (2005)	Digitalizador electromagnético 3D, dinâmico, de pé	29	7	8
Bourne et al (2007)	Digitalizador electromagnético 3D, dinâmico, de pé	49	44	27
Yano et al (2010)	Análise do movimento 3D, semi-dinâmico, em pé	31	28	35

Através da análise da tabela 2 podemos concluir que não existe um consenso quanto aos graus de rotação da omoplata ao longo do movimento de elevação do MS. O ângulo de rotação superior da omoplata variou de 29° a 49°, a báscula posterior variou entre 7° a 37° e a rotação interna variou entre 8° a 43°. Estas diferenças podem ser sustentadas pela diversidade de estudos apresentados. Factores como: diferentes instrumentos, plano de movimento, eixos de orientação, valores angulares da posição inicial, amplitudes medidas, posição do tronco, tipo de sujeitos e análise dinâmica e estática podem justificar os valores encontrados. De qualquer forma, todos os estudos

demonstram que a omoplata realiza rotação interna, báscula posterior e rotação superior durante a elevação do MS (Yano *et al*, 2010).

Em 2009, Ludewig, Pradke e Braman descreveram a posição angular da omoplata em repouso. Neste estudo os autores pretenderam avaliar as posições angulares, de forma tridimensional, do úmero, clavícula e omoplata em 3 planos diferentes (sagital, frontal e plano da omoplata), durante a elevação do MS, em sujeitos assintomáticos. Estas medidas foram realizadas com o *Flock of Birds* (FOB) e retractaram a posição e variação angular da omoplata sobre o tórax e restantes articulações a três dimensões. Durante a elevação do MS verificou-se uma diminuição da rotação interna da omoplata (numa média de 2°, decresceu de 37° na posição inicial para 35° na posição final), aumentou a rotação superior (numa média de 39°, de 11° inicialmente para 50° na posição final) e aumentou a báscula posterior (numa média de 21°, de -13° para 8°). Estas medidas referem-se aos ângulos entre a omoplata e o tórax. Os autores concluíram também que não existem diferenças significativas nas posições angulares das várias articulações entre a elevação e a extensão do MS. Este facto vem contrariar outros autores que defendiam que a disquinésia escapular<sup>1</sup> era mais facilmente identificável quando se realizava extensão do MS.

Em 2010, Yano *et al*, desenvolveu um estudo com 21 indivíduos assintomáticos, avaliando a posição angular da omoplata durante a elevação e extensão do MS. Para avaliar as posições angulares da omoplata utilizou um sistema computadorizado de análise de movimento a 3D (MAC 3D *system*). Para a metodologia usou o protocolo proposto por Van der Helm e Pronk (1995). A tabela 3 indica os valores angulares encontrados neste estudo em 3 das 5 posições que nos propomos estudar.

<sup>1</sup> Alteração da posição da omoplata quer em repouso quer em movimento que limita a capacidade de levar a cabo actividades funcionais do MS, causadas por disfunções no controlo do movimento. Estas alterações podem estar associadas a um espectro de patologias como o síndrome de conflito sub-acromial (SCSA), a instabilidade GU ou as lesões do labrum (Kibler, 2006).

Tabela 3: Valores médios da posição angular da omoplata (em graus) durante o movimento de flexão no plano da omoplata (Yano *et al*, 2010)

Flexão (plano omoplata) Yano <i>et al</i> , 2010	Rotação superior	Báscula posterior	Rotação interna
0° (Posição repouso)	5.4° +/- 0.7°	9.6° +/- 3.9°	33.1° +/- 8.7°
60°	10°	6°	25°
120°	32°	29°	35°

Outro estudo menos recente (Borsa, Timmons e Sauers, 2003), avaliou o padrão da posição da omoplata usando um inclinómetro digital (*Saunders digital inclinometer*). Neste estudo foi usado o protocolo de Johnson, Stuart e Mitchell (1993) que já demonstrou uma boa a excelente validade de critério para medir as rotações superiores/inferiores da omoplata no plano da omoplata. Estas medidas são puramente bidimensionais pelo que se tornam insuficientes para a completa compreensão do movimento da omoplata.

Tabela 4: Valores médios da posição angular da omoplata durante o movimento de flexão nas rotações inferiores e superiores (Borsa *et al*, 2003).

Posição (plano omoplata) Borsa <i>et al</i> , 2003	Rotação inferior (-) / superior (+)
0°	- 2.86°
30°	- 6.19°
60°	2.35°
90°	8°
120°	18.1°

O estudo mais representativo e comparável com o actual no que toca às posições angulares da omoplata nas diversas amplitudes será o de Ludewig, Pradke e Braman (2009). Neste estudo os autores usaram o FOB para medir as posições angulares nos 3 planos disponíveis (omoplata, sagital e frontal) e em várias amplitudes (0°, 30°, 60°, 90° 120°). Com uma amostra de 12 sujeitos assintomáticos, os autores avaliaram o movimento de elevação e extensão do MS e compararam as medidas nos diversos planos. A exactidão deste estudo prende-se com o procedimento, toda a amostra se sujeitou a fixação óssea de “pins” trans-corticais no úmero, clavícula e omoplata. O facto de recolher informação real do osso em estudo, pressupõe um apuramento mais fiável do método.

Tabela 5: Valores médios angulares da omoplata durante o movimento de flexão no plano da omoplata nas diferentes amplitudes (Ludewig, Pradke e Braman, 2009).

Amplitudes (plano omoplata) Ludewig <i>et al</i> , 2009	Rotação interna	Rotação superior (-) Inferior (+)	Báscula posterior (+) Anterior (-)
0°	41.1°	+5.4°	-13.5°
30°	38°5	-15.5°	-11.2°
60°	38.8°	-26°	-6.8
90°	39°	-34.4	-2.8°
120°	37.2°	-43.5	+2.7°

Tabela 6: Valores médios angulares da omoplata durante o movimento de flexão no plano da sagital nas diferentes amplitudes (Ludewig, Pradke e Braman, 2009).

Amplitudes (plano sagital) Ludewig <i>et al</i> , 2009	Rotação interna	Rotação superior (-) Inferior (+)	Báscula Posterior (+) Anterior (-)
30°	44.3°	-15.1°	-10.4°
60°	46.7°	-24.4°	-5.7°
90°	47.8°	-32.9°	-1.4°
120°	43.5°	-43.3°	+5.4°

Tabela 7: Valores médios angulares da omoplata durante o movimento de abdução no plano da frontal nas diferentes amplitudes (Ludewig, Pradke e Braman, 2009).

Amplitudes (plano frontal) Ludewig <i>et al</i> , 2009	Rotação interna	Rotação Superior (-) Inferior (+)	Báscula Posterior (+) Anterior (-)
30°	31.2°	-15.6°	-10.2°
60°	30.5°	-26.5°	-6.1°
90°	30.8°	-36.5°	-2.1°
120°	30.6°	-46.4°	+3.8°

Meskers, Van de Sande e Groot (2007) usaram o protocolo proposto por Wu *et al.* (2005) e com a tecnologia do FOB avaliaram a posição angular da omoplata a 8 sujeitos assintomáticos. O objectivo primário do estudo era o de comparar as medidas angulares usando o *scapulocator* e um sensor fixo no acrómio. Os autores avaliaram as posições angulares nos 30° e 90° (entre outras amplitudes não comparáveis com este

estudo) no plano sagital e frontal. Os valores apresentados apenas dizem respeito às recolhas efectuadas com o *scapulocator*. As tabelas abaixo representam os resultados por eles apurados e que são comparáveis com os do nosso estudo.

Tabela 8: Valores médios angulares da omoplata durante o movimento de flexão no plano da sagital nas amplitudes de 30° e 90° (Meskers, Van der Sande e Groot, 2007).

Amplitudes (plano sagital) Meskers <i>et al</i> , 2007	Protracção	Rotação externa	Báscula posterior
30°	32°	10°	-9.5°
90°	42°	25°	-8°

Tabela 9: Valores médios angulares da omoplata durante o movimento de abdução no plano da frontal nas amplitudes de 30° e 90° (Meskers, Van der Sande e Groot, 2007).

Amplitudes (plano frontal) Meskers <i>et al</i> , 2007	Protracção	Rotação externa	Báscula posterior
30°	35°	10°	-9.5°
90°	25°	40°	-3°

Em 2007, Roy, Moffet, Hébert, Vincent e McFadyen desenvolveram um estudo que avaliava a fidedignidade intra e inter observador na aferição da posição tridimensional da omoplata em sujeitos saudáveis e também em sujeitos com diagnóstico de SCSA. Para a medição angular da omoplata foi usado o *Optotrak Probing System*. O sistema de coordenadas usado foi o criado por Wu et al. (2005). Neste estudo foram avaliadas a posição de repouso, 70° de flexão e 90° de abdução. A tabela abaixo indica apenas as amplitudes comparáveis com o presente estudo entre os sujeitos assintomáticos.

Tabela 10: Valores médios angulares da omoplata durante o movimento de abdução no plano da frontal nas amplitudes de 0° e 90° (Roy *et al*, 2007).

Amplitudes (plano frontal) Roy <i>et al</i> , 2007	Rotação Inferior (+) superior (-)	Rotação Externa (-) Interna (+)	Báscula posterior (+) Anterior (-)
0°	-1,1°	-31,8°	-9,2°
90°	-27,5°	-19,1°	-1,6°

Em 2010, Ludewig, Hasset, LaParde, Camargo e Braman averiguaram a posição tridimensional da omoplata em 11 sujeitos assintomáticos, com o objectivo de comparar dois sistemas de coordenadas locais da omoplata. Um deles que também é usado no presente estudo (Wu *et al*, 2005) e outro com alterações ao primeiro, nomeadamente a substituição da *landmark* acromial pela *landmark* articulação AC, diminuindo assim o fenómeno de *gimbal-lock*. As recolhas cinemáticas foram realizadas com recurso ao FOB. Todas as medidas angulares foram avaliadas no plano da omoplata em várias amplitudes (0°,30°,60°,90° e 120°) como se pode ver na tabela 11.

Tabela 11: Valores médios angulares da omoplata durante o movimento de flexão no plano da omoplata nas diferentes amplitudes (Ludewig *et al*, 2010).

Amplitudes (plano omoplata) Ludewig <i>et al</i> , 2010	Rotação interna	Rotação superior (-) Inferior (+)	Báscula posterior (+) Anterior (-)
0°	41°	+5°	-14°
30°	37°	-17°	-9°
60°	37°	-27°	-7°
90°	37°	-35°	-2.5°
120°	37°	-42°	+2.5°

Através da análise das tabelas acima descritas podemos constatar que não existem um consenso acerca da posição angular da omoplata, mesmo quando comparada a mesma amplitude e o mesmo plano. Torna-se importante também referir que esta diferença entre protocolos de avaliação e de metodologia torna impossível uma comparação directa dos resultados em causa.

### **1.3-Disfunção do Complexo Articular do Ombro :**

Existem mecanismos que potencialmente contribuem para o anormal funcionamento da omoplata, como a dor, o encurtamento de tecidos moles, os desequilíbrios na força muscular, os *timings* de activação muscular, a fadiga muscular, as alterações da postura bem como o aumento da cifose dorsal (Ludewig & Reynolds, 2009).

A disquinésia escapular é um termo abrangente que indica a existência de uma alteração no REU mas não distingue os tipos de alteração subjacente (alterações no movimento e posição), o que torna difícil a compreensão entre profissionais sobre o envolvimento da omoplata na disfunção (Kibler *et al*, 2002). Surge assim necessidade de categorizar alguns modelos típicos de disquinésia escapular e relacioná-los com algumas patologias.

A actual evidência demonstra que indivíduos com SCSA, instabilidade glenoumeral (IGU) e instabilidade multidireccional do ombro têm alteração na posição da omoplata (Nijs *et al* 2007; Ludewig & Reynolds, 2009). Ainda continua por resolver se é a alteração da posição da omoplata que contribui para a dor do ombro ou se é a dor que contribui para a alteração da posição da omoplata (Nijs *et al* 2007; Ludewig & Reynolds, 2009). Alterações da posição da omoplata como a báscula anterior e a rotação inferior estão associadas a patologia do ombro, uma vez que limitam o espaço sub-acromial (Mckenna, Cunningham e Straker, 2004). Quando comparados com indivíduos saudáveis, indivíduos com SCSA apresentam diminuição da rotação superior da omoplata (4,1°), diminuição da báscula posterior (7°) e aumento da elevação da omoplata durante a elevação do MS (Lin, Hassen e Olson, 2006; Ludewig & Reynolds, 2009). Estas alterações, nomeadamente a diminuição da báscula posterior e a rotação superior podem fazer diminuir o espaço sub-acromial, diminuindo assim o espaço para a passagem livre da coifa dos rotadores durante a elevação do úmero, aumentando o risco de conflito no ombro (Kibler, 1998, Ludewig & Cook, 2000 cit. por Meyer *et al*, 2008). Por outro lado Karduna, Kerner e Lazarus (2005) através de estudos em cadáveres demonstram que a báscula posterior bem como a rotação externa da omoplata nada influenciam o espaço sub-acromial. Neste estudo apenas a rotação superior da omoplata demonstrou diminuir o espaço sub-acromial.

De uma forma geral e muito abrangente a tabela 12 representa as possíveis alterações do movimento da omoplata na presença de patologia, no entanto a natureza

(causal ou compensatória) das alterações cinemáticas e as suas implicações biomecânicas permanecem especulativas (Ludewig & Reynolds, 2009). Da análise da tabela podemos concluir que apesar da etiologia das patologias ser diferente, parece haver um défice de controlo da omoplata idêntico e transversal a todas as patologias.

Tabela 12: Sumário do movimento da omoplata durante a elevação do membro superior em indivíduos saudáveis e com patologia (adaptado de Ludewig & Reynolds, 2009).

<b>Grupo</b>	<b>Saudáveis</b>	<b>Síndrome de impingement</b>	<b>Instabilidade gleno-umeral</b>	<b>Capsulite adesiva</b>
<b>Primeiro movimento omoplata</b>	Rotação superior	Diminuição da rotação superior	Diminuição da rotação superior	Aumento da rotação superior
<b>Segundo movimento da omoplata</b>	Báscula posterior	Diminuição da báscula posterior	Ausência de evidência científica consistente	Ausência de evidência científica consistente
<b>Movimento acessório da omoplata</b>	Rotação interna/externa	Aumento da rotação interna	Aumento da rotação interna	Ausência de evidência científica consistente
<b>Implicações</b>	Grande amplitude de movimento do ombro com suficiente espaço sub-acromial	Diminuição do espaço sub-acromial	Menor estabilidade inferior e anterior da gleno-umeral	Diminuição funcional da amplitude de movimento do ombro

Como a tabela 13 mostra, existem vários mecanismos biomecânicos que podem contribuir para alterar a cinemática escapular. A activação muscular é o factor mais estudado como causa da alteração da cinemática escapular, mas este não está directamente aliado às suas alterações. Outros estudos mostram que também noutras populações (IGU anterior, nadadores com dor no ombro, ombro congelado, atletas com SCSA) existe a premissa maior activação do trapézio superior/menor activação do grande dentado (Ludewig & Reynolds, 2009). Os *timings* de activação dos músculos escápulo-torácicos também têm sido investigados, o padrão de recrutamento do trapézio superior, inferior e grande dentado mostram alterações em atletas com sobrecarga no ombro e em indivíduos com SCSA. Se é um mecanismo compensatório ou a própria causa não se pode aferir. Dois factores não devem ser esquecidos quando nos referimos a atraso da activação muscular, a dor e a fadiga muscular contribuem para o atraso do

recrutamento muscular, alterando os respectivos padrões (Ludewig & Reynolds, 2009). O encurtamento dos músculos que movem a omoplata também é um factor que contribui para alterações da sua mobilidade. O músculo pequeno peitoral é o mais investigado, havendo estudos que o relacionam directamente com a posição da omoplata. Indivíduos assintomáticos com encurtamento do pequeno peitoral apresentam diminuição da báscula posterior da omoplata e aumento da rotação interna da mesma durante a elevação do MS (Ludewig & Reynolds, 2009). O espessamento da cápsula posterior é colocado também como hipótese para as alterações da cinemática escapular. Este mecanismo assenta no pressuposto de que com o encurtamento da cápsula há um “repuxar passivo” da omoplata lateralmente sobre o tórax. Estas alterações devem ser consideradas como potenciais factores de risco para alterações cinemáticas da omoplata, mas mais estudos serão necessários em indivíduos sintomáticos (Ludewig & Reynolds, 2009). Todos estes factores devem ser considerados na avaliação e na intervenção da patologia do ombro.

Tabela 13: Proposta de mecanismos biomecânicos para as alterações da dinâmica escapular (adaptado de Ludewig & Reynolds, 2009).

<b>Mecanismo</b>	<b>Efeito associado</b>
Activação inadequada do músculo dentado	Diminuição da rotação superior e báscula posterior
Activação excessiva do trapézio superior	Elevação clavicular
Encurtamento do pequeno peitoral	Aumento da rotação interna e báscula anterior
Encurtamento cápsula posterior	Aumento da báscula anterior
Aumento da cifose dorsal	Aumento da rotação interna e báscula anterior, diminuição rotação superior

A posição e a mobilidade da coluna dorsal podem influenciar a mobilidade ET e GU, estando relacionadas muitas vezes a SCSA. Estudos revelam que um ligeiro aumento da cifose dorsal pode conduzir a uma báscula anterior mais acentuada da omoplata em repouso, menor rotação superior e báscula posterior durante a elevação da GU (Michener *et al*, 2003). Kebaetse, McClure e Pratt, (1999) concluíram que em posturas de acentuada cifose dorsal a omoplata apresenta maior translação superior durante a abdução do MS dos 0° aos 90°, menor rotação superior e menor báscula

posterior dos 90° ao máximo de amplitude de abdução e ligeiro aumento de rotação interna em todos os graus de abdução.

Vários modelos têm vindo a ser apresentados como justificação para as alterações da posição da omoplata. Estes modelos assentam em pressupostos variados, desde alterações no alinhamento que posteriormente levam á disfunção (Sharmann, 2002), relações causa-efeito entre alterações posturais e dor no CAO (Borstad, 2006) e fenómenos de adaptação tecidual (Mueller & Maluf, 2002). Em suma, todas as teorias presentes se fundamentam no fenómeno de *stress* físico dos tecidos, em que alterações no nível de actividade e *stress* físico causam respostas adaptativas no tecido biológico. Estas teorias ajudam-nos a perceber a razão da variabilidade da posição da omoplata. É de relevar que temos também de levar em conta o indivíduo como ser singular e que acarreta consigo condições que explicam a grande variedade e o espectro de normalidade encontrado na posição inicial da omoplata (Guerreiro & Matias, 2007). Com base nestas condicionantes será também de esperar que tal como existe um espectro de normalidade para a posição inicial da omoplata o mesmo pode ocorrer quando se estuda o movimento da omoplata (REU). A correcção das possíveis causas da patologia do ombro, como o incorrecto posicionamento da omoplata, pode ser apenas conseguida quando a avaliação clínica da posição da omoplata for suficientemente sensível para detectar alterações evidentes e valorizáveis. A importância da medida da posição da omoplata começou a emergir quando se relacionaram as suas alterações á dor e disfunção do ombro (Mckenna, Cunningham e Straker, 2004). Muitos autores consideram a avaliação da posição da omoplata uma parte preponderante na abordagem compreensiva das disfunções do ombro (Odom, Taylor, Hurd e Denegar, 2001).

A urgência de uma prática baseada na evidência e sustentada cientificamente leva o Fisioterapeuta á necessidade de utilizar instrumentos/metodologias válidos e fidedignos. O desenvolvimento de novos instrumentos como complemento da avaliação e intervenção da Fisioterapia surgem com a emergência dessas necessidades. Assim, têm sido usados instrumentos como a electromiografia (EMG) e a análise cinemática tridimensional na avaliação do CAO.

De forma a tratar as possíveis causas da patologia do ombro, como a alteração da posição da omoplata, é fundamental um instrumento sensível que detecte a posição da omoplata no espaço. Devido a configuração única e posição anatómica da omoplata, tem sido difícil estudá-la em movimento (Mckenna, Cunningham e Straker, 2004).

Muitas técnicas foram criadas para avaliar a disquinésia da omoplata, tais como: observação, medição da distância omoplata-coluna, avaliação electromagnética e tridimensional. As medições da omoplata à coluna trazem-nos uma medida estática da omoplata e num só plano. Para uma avaliação da dinâmica da omoplata são necessários instrumentos dispendiosos e de utilização complexa. Este facto limita o Fisioterapeuta, não permitindo uma caracterização dinâmica da omoplata (Kibler *et al*, 2002).

Na perspectiva clínica, existe uma carência de *guidelines* para a avaliação válida e fidedigna da posição da omoplata em casos de dor no ombro. É necessário desenvolver indicadores simples que ajudem a avaliar com precisão o comportamento da omoplata (Nijs *et al*, 2007).

## 2. MÉTODOS DE AVALIAÇÃO DA POSIÇÃO DA OMOPLATA

Vários investigadores foram desenvolvendo métodos de medição da posição da omoplata, quer em repouso, quer em movimento. Sabemos hoje que existe validade para a localização da posição da omoplata baseada na palpação de determinadas eminências ósseas (Lewis, Green, Reichard e Wright, 2002). Este facto vem reforçar a medição quantitativa da omoplata baseada na medição de distâncias entre a coluna, omoplata e tórax. O pressuposto teórico inerente a estes métodos clínicos assenta na assunção de que as distâncias entre as referências ósseas fornecem informação sobre a posição angular da omoplata (Nijs *et al*, 2007).

Para avaliar a posição da omoplata em repouso podemos observar a omoplata do ponto de vista frontal, sagital e horizontal, com o indivíduo com os braços relaxados ao longo do corpo. Actualmente não existe consenso sobre o espectro de posicionamento da omoplata na posição de repouso, mais estudos são necessários (Nijs *et al*, 2007). Da literatura actual podemos concluir que a omoplata (no plano da omoplata) faz um ângulo de 30° com o plano frontal, o seu bordo interno deve estar paralelamente colocado relativamente á coluna (apófises espinhosas das vértebras dorsais), o seu bordo superior deverá estar ao nível de T2 ou T3 e a omoplata do lado dominante deverá estar um pouco mais afastada da coluna dorsal (Nijs *et al*, 2007). Para avaliar o REU é observado o posicionamento durante instantes do movimento do CAO (Nijs *et al*, 2007). Este método baseado na observação tem demonstrado validade e fidedignidade pobres. Vários outros métodos têm sido descritos e validados, segue uma breve descrição de alguns desses métodos (Borstad, 2006; Peterson *et al*, 1997; Nijs, Roussel, Vermeulen e Souvereyns, 2005; Kibler, 1998; Host, 1995; Odom *et al*, 2001; Gibson, Goebel, Jordan, Kegerreis e Worrell, 1995; Sobush *et al*, 1996).

### 2.1-Método de *Host*

A distância entre o bordo posterior do acrómio a uma marcação foi primeiramente descrita por *Host* em 1995. Esta medida era avaliada por duas vezes, inicialmente o indivíduo mantinha os ombros relaxados e depois realizava uma retracção activa dos ombros. Esta medida sugeria uma relação entre o comprimento do músculo pequeno peitoral com a báscula anterior da omoplata. Esta medição mostrou ter uma excelente fidedignidade inter-observador (CCI= 0,88 a 0,94 na posição de

ombros relaxados e  $CCI=0,91$  a  $0,92$  com os ombros em retracção) em sujeitos com DCAO (Nijs, Roussel, Vermeulen e Souvereyns, 2005).

Mais tarde desenvolveu-se um estudo que comparava este método com a medição do pequeno peitoral através do FOB, neste estudo demonstrou-se haver uma fraca correlação entre os dois (ver tabela 13).

Também Host (1995) descreveu a medição entre o bordo interno da omoplata e a apófise espinhosa da vértebra de T3 e T4. Esta medição foi realizada com o indivíduo em posição bípede e com os ombros relaxados e posteriormente retraídos. A medida foi recolhida com fita métrica.

Estes dois métodos formaram *guidelines* a partir dos *outcomes* obtidos. O valor médio esperado para sujeitos assintomáticos é de 5,08cm na medição supracitada. Mais tarde Nijs, Roussel, Vermeulen e Souvereyns (2005) obtiveram valores médios de 6,15cm e 6cm no lado sintomático e assintomático respectivamente. Neste estudo a fidedignidade inter-observador mostrou níveis baixos ( $CCI=0,5-0,79$ ) para a posição de relaxamento e níveis moderados ( $CCI=0,7-0,8$ ) para a posição de retracção dos ombros.

Peterson et al. (1997), optaram por medir a distância horizontal do bordo interno da omoplata á apófise espinhosa de T3, obtiveram bons níveis de fidedignidade intra-observador ( $CCI=0,91$ ) e de validade ( $CCI=0,58$ ) em comparação com dados radiográficos em sujeitos assintomáticos (ver tabela 14 e 15).

## **2.2-Scapular Index**

Borstad (2006) descreve o método de *Scapula Index* para cálculo da correlação entre a orientação da omoplata e o comprimento do músculo pequeno peitoral. Este método baseia-se no pressuposto de que o aumento da rotação externa da omoplata está associada á diminuição das distâncias da Fúrcula esternal (FE) e apófise coracóide (ACo) e a um aumento da distância do ângulo acromial (AA) á apófise espinhosa da coluna dorsal. Neste método a medida é realizada com o indivíduo em posição de repouso, preferencialmente no plano sagital, e é medida a distância da FE até á ACo, e a distância horizontal do AA até á apófise espinhosa da vértebra dorsal mais próxima.

Usando a equação<sup>2</sup> definida por Borstad (2006), calculamos o índice do músculo pequeno peitoral sobre a orientação da omoplata. Estas medidas eram comparadas com as medidas captadas por um sistema de varrimento electromagnético que permite a análise tridimensional. A orientação da omoplata era descrita em ângulos de *Euler* de acordo com as recomendações da ISB (*International Society of Biomechanics*) (Wu *et al*, 2005). Para o efeito era digitalizada a ACo e o ângulo infero-medial da 4ª costela adjacente ao esterno, de forma a representar a origem e a inserção muscular no espaço e para posteriormente medir a distância vectorial entre pontos. Mais uma vez este método assenta no pressuposto da validade da palpação superficial das eminências ósseas para cálculo da posição da omoplata. Contudo, Borstad (2006) reconhece as limitações deste método, destacando a indispensabilidade de avaliar as suas características psicométricas, designadamente validade e fidedignidade.

### **2.3-Lateral Scapular Slide Test**

O método *Lateral Scapular Slide Test* (LSST) foi descrito por Kibler (1998) e tinha como objectivo avaliar as possíveis assimetrias entre os lados (direito/esquerdo) como também entre sujeitos assintomáticos e sintomáticos em 3 posições que representam várias cargas. Este método baseia-se na medição da distância entre o ângulo inferior (AI) da omoplata e a apófise espinhosa situada mais perto do mesmo. Se a distância diferisse 1,5cm de uma omoplata para a outra então Kibler consideraria a existência de uma disfunção do ombro (Kibler, 1998). Este valor viria depois a não mostrar especificidade uma vez que outros estudos (Odom, Taylor, Hurd e denegar, 2001) demonstraram que a diferença de 1,5cm seria normal entre sujeitos assintomáticos. Este método revelou validade com correlações boas a excelentes (CCI=0,91 para as 3 posições) em sujeitos com DCAO quando comparado com radiografias (Kibler, 1998).

Também Koslow, Prosser, Strony, Suchecki e Mattingly (2003) chegaram à mesma conclusão quando usou o LSST em atletas, neste estudo, o teste mostrou ter uma fraca especificidade (26,8%) para determinar a existência de disfunção ombro em atletas.

<sup>2</sup> (Distância do esterno á ACo/distância do AA á apófise espinhosa da dorsal

Outro objectivo de Kibler era o de aferir, com o LSST, a capacidade dos músculos estabilizarem a omoplata. Em situações assintomáticas a estabilidade deveria ser simétrica e por essa razão uma diferença nas medidas poderia representar uma falência na estabilização da omoplata e consequente disfunção (Odom *et al* 2001).

Devido ao carácter dinâmico da omoplata, Kibler tentou retratar o teste como semi-dinâmico fazendo-o em 3 posições. A posição 1 consistia em manter os ombros na posição neutra, na posição 2 o indivíduo colocava as mãos na cintura com os polegares direccionados para trás (úmero em rotação interna e com 45° de abdução no plano coronal), a posição 3 o indivíduo realizava 90° de abdução da GU e rodava os polegares para baixo (máxima rotação interna) (Odom *et al* 2001). Nesta terceira posição ocorria maior *stress* na articulação desafiando os músculos estabilizadores da omoplata, é uma posição em que o “movimento aberrante” da omoplata seria visível em caso de disfunção (Kibler, 1998; Mckenna, Cunningham e Straker, 2004). O teste descrito por Kibler apresentou bons a moderados níveis de fidedignidade intra-observador quer em amostras de sujeitos com disfunção (CCI=0,52, posição1,CCI= 0,66 posição 2 e CCI=0,62 posição 3) (Odom *et al*, 2001), assintomáticos (CCI=0,75, posição1,CCI= 0,77 posição 2 e CCI=0,80 posição 3) (Odom *et al*, 2001), como inter-observador em sujeitos sem disfunção (CCI=0,67, posição1,CCI=0,43 posição 2 e CCI=0,74 posição 3) e com disfunção (CCI=0,79, posição1,CCI= 0,45 posição 2 e CCI=0,57 posição 3) a sensibilidade e a especificidade deste teste com um erro inferior a 1,5cm mostrou valores de 28% e 53%, 50% e 58%, 34% e 52% respectivamente para as três posições de teste (Odom *et al*, 2001). Em atletas o teste mostrou valores de fidedignidade intra-observador menos satisfatórios (CCI=0,20 a 0,82) apesar de concluir que o teste é tão fiável quando aplicado em atletas como na população em geral (Mckenna *et al* 2004).

Também Bagheri, Shadmer, ansari e Safafran, 2008) estudaram a fidedignidade inter e intra observador, a sensibilidade e a especificidade do LSST em sujeitos com disfunção do CAO. O teste foi estudado no plano frontal, nas posições de 0°, 45° e 90°. Através deste estudo os autores concluíram que o LSST apresenta uma elevada especificidade (80% a 100%), boa a elevada fidedignidade intra-observador (CCI=0,87 em sujeitos assintomáticos e CCI=0,97 em sujeitos sintomáticos) nas 3 posições, fraca sensibilidade (4% a 26%) e pobre fidedignidade inter-observador (CCI=0,63 em sujeitos sintomáticos e CCI=0,79 em sujeitos assintomáticos) nas 3 posições em especial na posição dos 90° (Bagheri *et al.*, 2008).

Através deste estudo e de estudos anteriores podemos concluir que quanto mais elevado o grau de elevação do MS, menores são os níveis de fidedignidade do LSST (Kibler, 1998; Mckenna *et al*, 2004; Nijs *et al*, 2005, Gibson *et al*, 1995).

#### **2.4-Método de *DiVeta***

O *Scapular Distance* foi criado por Diveta (1990) e é outro método para avaliar a posição da omoplata em repouso (Nijs *et al*, 2007). Foi realizado um estudo com o objectivo de investigar a relação entre a rotação externa da omoplata e a força do músculo trapézio e pequeno peitoral. Este método consistia em medir a distância do AA à apófise espinhosa de T3 e da raiz da espinha (RE) da omoplata ao AA. Para isso Diveta *et al*. (cit. por Odom *et al*, 2001) usou um rácio entre a primeira medida e a segunda medida, que segundo os autores era representativo do nível de rotação externa da omoplata (um maior rácio traduzia um maior nível de rotação externa) (Diveta *et al* cit. por Odom *et al*, 2001). Estas medidas mostraram ter boa a excelente fidedignidade intra-observador (CCI=0,94) em sujeitos assintomáticos (ver tabela 15) (Diveta *et al*, 1990 cit. por Nijs *et al* 2007). Greenfield *et al*. (1995 cit. por Odom *et al* 2001) replicaram o estudo de Diveta e compararam os resultados com radiografias. Obtiveram uma elevada correlação entre as medidas realizadas através da palpação e os dados radiográficos, a validade apresentava boa a excelente correlação (CCI=0,8), em indivíduos com DCAO. Os melhores resultados encontrados deste método foram os de Gibson *et al*. (1995), num estudo realizado em sujeitos assintomáticos.

#### **2.5-Método de *Lennie***

Sobush *et al*. (1996), face à controvérsia em torno da posição inicial da omoplata desenvolveram uma metodologia de avaliação da posição inicial da omoplata. Com o objectivo de fazerem uma descrição da omoplata em repouso criaram o método de *Lennie*. Este método consiste em medir várias distâncias entre a omoplata e a coluna. É de destacar as medidas de RE da omoplata às apófises espinhosas horizontalmente mais próximas. Para além da palpação foi também usado um escoliómetro<sup>3</sup>.

<sup>3</sup>O escoliómetro consiste num aparelho com uma régua entre dois ponteiros, é usado para medir distâncias entre dois pontos, e assegura que a medida é feita de forma estritamente horizontal (Sobush *et al*, 1996).

Os autores conseguiram mostrar moderada fidedignidade inter-observador (varia entre CCI=0,66 a 0,86) e validade de critério (CCI=0,79 RE á coluna, CCI=0,78 AI á coluna) quando comparada com dados radiológicos.

Apesar do seu inegável valor para a investigação de dados biométricos, o teste é moroso e complexo, limitando a sua aplicabilidade na prática clínica (Nijs *et al*, 2007).

Como visto anteriormente, vários estudos de avaliação do posicionamento e deslocação da omoplata durante a elevação do MS foram efectuados. Devido á complexidade relacionada com esta avaliação, a forma da omoplata e a dificuldade na palpação das suas estruturas ósseas, a sua ampla mobilidade de rotação e translação (diferentes direcções, planos e eixos de movimento) e o seu movimento debaixo da pele, os resultados entram em conflito (Endo, Ikata, Katoh e Takeda, 2001). Muitos destes estudos podem estar comprometidos devido às limitações dos instrumentos e métodos, tendo em conta toda a complexidade relacionada com a análise. Estes factores geram uma ausência de consenso, o que compromete a tomada de decisão clínica e o progresso científico na área.

Dos métodos de avaliação da posição da omoplata apresentados podemos constatar que é transversal a sua avaliação estática. No método do *Host* pode-se concluir que a posição em que se mede (decúbito dorsal) não é uma posição representativa do CAO na sua função, o efeito da gravidade nesta posição não corresponde àquele que actua no corpo, quando este está posicionado na vertical. Ainda neste método, a superfície da marquesa é responsável pelo “reajustar” da posição da omoplata. Para além disso o método de palpação das eminências ósseas pode ser falível, depende da experiência de quem palpa, e se nos depararmos com sujeitos obesos torna-se muito mais difícil encontrar as eminências e reproduzir as medidas. Este facto é transversal a todos os métodos já descritos.

Já no método *Scapula Index* só podemos avaliar a rotação externa da omoplata, que só por si não é reprodutível de toda a sua posição angular. O método não tem as características psicométricas validadas (validade, fidedignidade, especificidade e sensibilidade).

O LSST foca-se essencialmente na função muscular, pretende distinguir indivíduos com e sem disfunção mas não leva em consideração as alterações associadas á idade que alteram de forma fisiológica a medida, e cujo resultado não é representativo

de patologia ou disfunção. Também este método avalia apenas a distância linear da omoplata ao tórax, faltando a avaliação rotacional da omoplata, existe assim uma carência na relação da medição linear com a medição tridimensional mais complexa. Por outro lado a medida 3 de Kibler pressupõe contracção muscular para assumir a posição (abdução) o que torna mais difícil a palpação do AI da omoplata.

Tal como os outros métodos o método de Diveta representa apenas uma medida estática, em repouso, avaliando apenas a protração da omoplata.

Já o método de Lennie necessita de um escoliómetro para a sua execução, é um método moroso e com pouca aplicabilidade na clínica. Apesar da maioria dos testes descritos apresentarem pontos positivos, nenhum deles demonstrou a validade necessária para que a sua utilização seja recomendada (Nijs *et al*, 2007). Os poucos métodos de avaliação da cinemática do CAO válidos e fidedignos necessitam de equipamentos laboratoriais, dispendioso e complexos, o que torna a sua aplicabilidade clínica muito reduzida (Nijs *et al* 2007).

O objectivo final, de forma a dar aplicabilidade clínica á metodologia em estudo será inferir a posição da omoplata no espaço (tridimensionalmente) através da aplicação de um modelo de regressão. Nenhum dos outros métodos conseguiu até agora inferir a posição da omoplata nas suas 3 componentes rotatórias a partir de medidas entre pontos, sem recurso a aparelhos electromagnéticos. A metodologia apresentada é mais completa, quer em termos de posições (5 posições) quer em termos de planos (3 planos). Com a metodologia validade com base no FOB (com sensores *minibirds*, com seis graus de liberdade, capazes de fazer uma captura instantânea da posição e orientação do movimento, em 3 dimensões, a partir de sinais electromagnéticos emitidos por um transmissor) a aferição da posição da omoplata, torna-se de todas as metodologias explicitadas a que mais precisão terá uma vez que o FOB obtém resultados precisos.

Se por um lado já está estabelecido que os movimentos da omoplata são tridimensionais, portanto, a sua análise completa deve ser realizada quando o objectivo é a avaliação funcional do MS durante a sua elevação, por outro lado alguns estudos ainda apresentam resultados de avaliação bidimensionais, sendo observados esforços para o estabelecimento de validade e fidedignidade dos métodos. Uma das limitações já assinaladas é a avaliação do posicionamento estático ou dinâmico. Condições mantidas estaticamente, que podem ocorrer durante actividades funcionais, realizadas com o

ombro em posições estáticas, não representam um padrão de movimento funcional contínuo, e portanto, resultados de avaliações estáticas não podem ser generalizadas para actividades dinâmicas (Lukasiewicz, McClure, Michener, Pratt e Sennett, 1999). Apesar de alguns autores afirmarem que em determinadas situações como na elevação do MS sem carga, inferências podem ser feitas, sem grandes problemas sobre padrões dinâmicos a partir de avaliações estáticas (Lukasiewicz, McClure, Michener, Pratt e Sennett, 1999).

Validade					
Testes	Radiografias				FOBs
	<i>Peterson et al., 1997</i>	<i>Greenfield et al., 1995</i>	<i>Sobush et al., 1996</i>	<i>Kibler, 1998</i>	<i>Borstad, 2006</i>
AA á superfície da marquesa (ombros relaxados)					0,12 Correlação pequena
AA á superfície da marquesa (ombros em retracção posterior)					0,11 Correlação pequena
BI da omoplata a T3	0,58 Correlação Moderada a Boa				
<i>Scapular Distance</i>		0,80 Correlação Boa a Excelente			
Lennie Test			0,79 (RE a coluna) 0,78 (AI a coluna) Correlações Boas a Excelentes		
LSST posição 1				0,91	
LSST posição 2				0,91	
LSST posição 3				0,91 Correlações boas a excelentes	
Coeficientes de correlação de estudos em sujeitos com DCAO					
Coeficientes de correlação de estudos em sujeitos sem DCAO					

Tabela 14: Resumo dos estudos de validação dos métodos clínicos apresentando os coeficientes de correlação (Adaptado Velhinho & Matias, 2008).

Autores	Faculdade de Ciências Médicas/ Escola Superior de Saúde de Setúbal - IPS															Métodos														
	AA à superfície da marquesa		BI a T4		BI a T3	Scapular Distance	Lennie Teste						LSST			AI à vértebra horizontal	RE à vértebra horizontal													
	Ombros relaxados	Ombros retracção	Ombros relaxados	Ombros retracção			DAS	NDSA	DR	NDR	DIA	NDIA	1	2	3															
Host et al., 1995	s.d.	s.d.																												
Nijs et al., 2005	0,88 - 0,94**	0,91 - 0,92**	0,50 - 0,79**	0,70 - 0,80**										0,82 - 0,96**	0,85 - 0,95**	0,70 - 0,85**														
Peterson et al., 1997					0,91*																									
DiVeta et al., 1990						0,94*																								
Gibson et al., 1995						0,91 - 0,92**								0,92 - 0,94 (*D) 0,67	0,88 - 0,94 (*D) 0,52	0,89 - 0,81 (*D) 0,28														
Sobush et al., 1996							0,69**	0,68**	0,80**	0,66**	0,77**	0,86**																		
Kibler, 1998														0,85* 0,83 (D) 0,87* 0,85 (ND)	0,84* 0,77 (D) 0,88* 0,81 (ND)	0,86* 0,78 (D) 0,85* 0,83 (ND)														
Odom et al., 2001														0,79**	0,45**	0,57**														
T'Jonck et al., 1996														0,93** (D) 0,83** (ND)	0,90** (D) 0,80** (ND)	0,96** (D) 0,93** (ND)														
McKenna et al., 2004														0,65 - 0,74**	0,79 - 0,82**	0,20 - 0,57**														
Shadmehr et al., 2008														0,95* (LD e LE) 0,92 (LD e LE)	0,94* (LE) 0,95* (LD) 0,93 (LD e LE)	0,97* (LE) 0,95* (LD) 0,94 (LE) 0,95 (LD)														
Lewis e Valentine, 2008																	0,90** (LD) 0,97** (LE)	0,79** (LD) 0,87** (LE)												

Tabela 15 – Resumo dos estudos de Fidedignidade – s.d.: sem dados; \*intra-observador; \*\* inter-observador (D): dominante; (ND): não dominante; (LD e LE): lado direito ou esquerdo (adaptado, Neves & Matias, 2008).

### 3- PROPOSTA DE NOVA METODOLOGIA PARA AVALIAÇÃO DA POSIÇÃO DA OMOPLATA - PRESSUPOSTOS:

De forma a colmatar a necessidade de uma metodologia válida e aplicável para a avaliação da posição tridimensional da omoplata, o Departamento de Fisioterapia da Escola Superior de Saúde do Instituto Politécnico de Setúbal, tem vindo a desenvolver, desde 2005, com o trabalho de Guerreiro e Matias, a 2008 com os trabalhos de Neves e Matias e Velhinho e Matias, uma metodologia de avaliação da posição da omoplata em diferentes graus e planos de elevação do braço.

Este trabalho pretende dar continuidade aos trabalhos já desenvolvidos, e assenta nas seguintes premissas:

- A orientação e posição tridimensionais da omoplata estão relacionadas com as distâncias lineares entre a mesma e o tórax.

A criação de uma metodologia de avaliação pressupõe que determinadas bases metodológicas sejam cumpridas, tais como:

- Desenvolvimento do Método (Neves & Matias, 2008 cit., Yang *et al*, 2008) – serão identificados os factores com poder preditivo, neste caso, outros colegas já haviam demonstrado que as distâncias lineares entre a omoplata e o tórax comportam poder preditivo do posicionamento angular da omoplata (Dias & Matias, 2008, cit. por Neves & Matias, 2008).

- Validação do método (Neves & Matias, 2008 cit., Yang, Chang, Chen e Lin, 2008) - para além do método estar correlacionado com o que pretende medir, é necessário que este reproduza resultados com o mínimo grau de erro nos contextos clínicos relevantes. Foi já aqui demonstrado através da revisão de estudos anteriores (Neves & Matias, 2008; Velhinho & Matias, 2008; Guerreiro & Matias, 2007) haver níveis satisfatórios de validade e fidedignidade em indivíduos sem DCAO.

- Analisar o impacto do método no comportamento clínico (Neves & Matias, 2008 cit., Yang *et al*, 2008) – é esperada evidência de forma a confirmar a

aplicabilidade do método, alterando o comportamento dos profissionais no sentido de melhorar os *outcomes* de intervenção e reduzir os custos inerentes á sua aplicação.

#### 4-VALIDADE E FIDEDIGNIDADE:

A validade e a fidedignidade são características essenciais que determinam a qualidade de qualquer instrumento de medida, estas avaliam-se em graus e não pela ausência ou presença de uma ou outra característica (Fortin, 2000). Em 2008, Velhinho e Matias deram um contributo para o desenvolvimento de uma metodologia de avaliação da posição da omoplata e focaram-se na validade concorrente. Estes estudos concluíram haver validade concorrente nas medidas de M1 (distância entre RE – apófise espinhosa da vértebra horizontalmente mais próxima, M2 (distância entre a RE- Apófise espinhosa de C7), M3 (distância entre AA – Apófise espinhosa de T3) e M5 (distância entre FE – AC) (CCI=0,78 a 0,93 na posição de repouso, no plano sagital CCI= 0,70 a 0,89 aos 45°, CCI= 0,65 a 0,90 aos 90°, CCI=0,26 a 0,91 aos 135°, no plano frontal, CCI=0,72 a 0,93 aos 45°, CCI= 0,38 a 0,92 aos 90° e CCI= 0,77 a 0,92 aos 135°) bem como elevado grau de Fidedignidade, tanto ao nível do mesmo investigador (CCI=0,77 a 0,9 para o investigador 1, CCI=0,75 a 0,9 para o investigador 2), como entre investigadores (CCI=0,78 a 0,95) (Neves & Matias, 2008).

##### 4.1- Validade

A validade de um instrumento de medida demonstra até que ponto esse instrumento mede aquilo que deveria medir. Este conceito diz respeito á exactidão com que um conceito é medido. Quando se procura o conceito de Validade na literatura é notória a falta de consensualidade. Neste trabalho este conceito vai ser abordado com base no descrito por Higgins & Straub (2006). De acordo com este conceito a validade é considerada um conceito unitário, na medida em que os seus múltiplos domínios possuem características em comum que não são exclusivos (Higgins & Straub, 2006).

A validade depende do erro sistemático, representado sobretudo por factores pessoais que são constantes nos participantes. É extremamente importante que o erro seja reduzido ao máximo possível. Só se saberá o erro da medição quando se calcular a validade desse instrumento de medição (Velhinho & Matias, 2008).

A validade pode ser dividida em 2 domínios: validade de constructo e validade de desenho.

A validade de desenho não encerra de forma determinante o tema deste trabalho, está sobretudo relacionada com questões relativas a interpretações e generalizações dos

resultados, tendo em conta, o modo como este foi conduzido (Velhinho & Matias, 2008).

Relativamente à validade de constructo, o seu principal objectivo é verificar se o conceito a ser medido está bem definido e se o instrumento para o fazer realmente consegue medi-lo. Este parâmetro está dividido em validade de conteúdo e de critério. Para este estudo importa apresentar a validade de critério, que consiste no grau com que um método de medição se relaciona com outros métodos já estabelecidos para o mesmo fenómeno. Existem dois tipos de validade de critério: validade preditiva e validade concorrente. A validade preditiva corresponde ao grau com que o resultado de uma medida prevê o comportamento futuro do indivíduo, o que não se aplica ao estudo em questão. Já a validade concorrente interessa ao estudo, e corresponde ao grau com que um novo método, neste caso a nova metodologia, se correlaciona com outro método já existente e tido como válido, que corresponde às medidas do FOB (Higgins & Straub, 2006).

#### **4.2-Fidedignidade**

Fidedignidade diz respeito à precisão do método de medição e pode ser averiguada através da análise da consistência ou estabilidade desse método. Um método fidedigno não deve produzir resultados significativamente diferentes se for repetido sobre o mesmo indivíduo. Existem vários factores que influenciam a fidedignidade de um método. Por exemplo, a pessoa sobre a qual se está a efectuar as medições pode ter reacções diferentes de dia para dia. Por outro lado o método pode apenas medir uma parte do fenómeno de interesse e não servir para caracterizar de forma global esse fenómeno (Higgins & Straub, 2006).

Existem várias formas de averiguar a fidedignidade de um método:

- Pode repetir-se exactamente o mesmo teste ou medição sobre os mesmos indivíduos e comparar resultados. Processo apelidado de teste-reteste.
- Podem-se aplicar dois testes ou medições supostamente equivalentes e comparar os resultados.

Uma medida pode então dizer-se fidedigna se o desvio padrão for reduzido ou se o coeficiente de fidedignidade (correlação) for elevado. Para este estudo importa avaliar a fidedignidade intra e inter observador. Na fidedignidade inter-observador pretende-se averiguar se diferentes observadores (neste caso investigador 1 e 2) ao utilizarem os

mesmos métodos de medição obtêm resultados consistentes. Já na fidedignidade intra-observador pretende-se que o mesmo observador, em momentos diferentes, avaliando o mesmo indivíduo, com o mesmo método, obtém consistência nos seus resultados quando comparados (Higgins & Straub, 2006).

A fidedignidade é uma condição previa á validade, no entanto não é suficiente para assumir a utilidade de determinado instrumento (Fortin, 2000). Para o efeito será então necessário avaliar a validade e fidedignidade, aspectos que nos propomos fazer neste trabalho.

## 5. METODOLOGIA

### 5.1. Objectivo

Contribuir para o desenvolvimento de uma metodologia de avaliação da posição da omoplata em 5 posições de elevação do braço e 3 planos de elevação através da avaliação da validade concorrente e da fidedignidade intra-observador e inter-observador.

### 5.2. Abordagem Metodológica

A abordagem metodológica do estudo aqui apresentado é quantitativa e do tipo não experimental. Neste tipo de estudo a relação entre fenómenos é estudada sem intervenção experimental, não há manipulação das variáveis. Não há tentativa deliberada e controlada de produzir efeitos diferentes através de diferentes manipulações (Fortin, 2000).

O estudo é do tipo metodológico uma vez que se pretende o desenvolvimento, a comprovação da validade e a avaliação de uma ferramenta ou estratégia metodológica, importante quer para a investigação científica futura, quer para a prática clínica (Polit & Hungler, 1985).

### 5.3. Amostra

A amostra em estudo é não-probabilística, seleccionada por conveniência entre população do Instituto Politécnico de Setúbal – Escola Superior de Saúde. É constituída por 20 elementos, todos assintomáticos, cumprindo os critérios de inclusão e exclusão. Todos eles se voluntariaram para a participação neste estudo e assinaram o consentimento informado. Da amostra apenas 4 elementos são do sexo masculino, cerca de 20%, sendo os restantes do sexo feminino, cerca de 80%. Apresentando-se uma amostra jovem adulta com uma média de idade de 19,5 anos, tendo o individuo mais novo 18 anos e o mais velho 21 anos.

### 5.3.1. Critérios de inclusão e exclusão

#### Critérios de inclusão:

Indivíduos assintomáticos sem historia clínica anterior e /ou actual de sintomatologia ao nível do CAO e da coluna vertebral.

#### Critérios de exclusão:

Indivíduos com historia clínica anterior e /ou actual de sintomatologia ao nível do CAO e da coluna vertebral.

Foram seleccionados estes critérios de forma a tornar mais homogénea a amostra, e para que a possível dispersão dos resultados não se devesse á heterogeneidade da amostra entre assintomáticos e sintomáticos. Tal como Sobush et al. (1996) foi usado o mesmo critério, amostra o mais semelhante possível para perceber o quão os resultados espelham a amostra.

## **5.4. Instrumentos**

Neste estudo serão usados como instrumentos de avaliação o FOB, a fita métrica e um questionário de caracterização da amostra.

### 5.4.1. Flock of Birds

O FOB tem vindo a ser muito utilizado em estudos biomecânicos, e foi desenvolvido pela “*Ascension Technology Corporation*” (Kindratenko, 2001). É um instrumento de varrimento electromagnético composto por receptores e transmissores electromagnéticos. Utiliza campos ortogonais electromagnéticos, para avaliar a posição e orientação a três dimensões (Kindratenko & Bennett, 2000). Permite o registo de 6 graus de liberdade, e localiza simultaneamente a posição e orientação de pelo menos 30 receptores ligados a um transmissor de longo alcance. O transmissor e os receptores estão ambos ligados por um cabo eléctrico a um computador (Berkshire, Bull, e Amis, 1998) (Figura 4).



Figura 4 – Flock of Birds System ([www.ascension-tech.com](http://www.ascension-tech.com))  
(<http://www.ascension-tech.com/realtime/RTflockofBIRDS.php>)

O FOB é um sistema *Direct Current*, uma vez que utiliza pulsos de corrente directa rectangulares e o seu receptor consiste num conjunto de sensores ortogonais que avaliam o campo magnético (Kindratenko & Bennett, 2000). Desta forma, a posição e orientação dos receptores no campo electromagnético relativa ao transmissor, pode ser calculada pelo efeito que o campo produz nos receptores (Bull et al, 1998). Segundo, Kindratenko (2001), a *Direct Current* permite reduzir o efeito de distorção do campo produzida pelos metais que estão próximos. Para além destes aspectos, este instrumento realiza três medidas passivas por ciclo, a fim de compensar o constante campo magnético da Terra. As medições por ele efectuadas, apresentam ruído, tendo sido acrescentado um filtro. O FOB deve ser configurado de modo a que o transmissor seja fixado perto da articulação a avaliar. (Kindratenko & Bennett, 2000).

#### 5.4.2. Fita Métrica

A fita métrica é um instrumento de medida usado para medir distâncias. Geralmente encontra-se dividida em centímetros e subdividida em milímetros. Pode ser rígida ou flexível.

#### 5.4.3. Questionário de caracterização:

Foi entregue a cada indivíduo que compõe a amostra um questionário auto-administrado com questões acerca dos dados pessoais. Pretende-se com este questionário realizar uma descrição da amostra. Neste questionário constam questões como a idade, peso, altura, área de residência e actividade profissional. É atribuído um número a cada

indivíduo neste questionário e a partir deste ponto todos os dados recolhidos acerca daquele indivíduo serão identificados com o número que lhe é atribuído, de forma a salvaguardar a sua identidade (Apêndice A).

#### 5.4.4. Palpação

Lewis, Green, Reichard e Wright (2002) desenvolveu um estudo onde se conclui que a palpação das superfícies ósseas é uma ferramenta válida e útil, de forma a fornecer informação da localização das eminências ósseas da omoplata e tórax. Neste estudo foram avaliados 3 pontos necessários para aferir a posição da omoplata (RE da omoplata, AI da omoplata e AA), os autores reportam boa validade (valores recaem no intervalo de 95% de confiança). Para determinar alterações na posição da omoplata ou a sua posição de repouso outros pontos de referência seriam necessários. Desta forma foram estudados pontos na coluna vertebral (apófise espinhosas de T2 a T8 e T12) (ver figura 5). Existem vantagens na utilização da palpação para a medição da posição da omoplata, uma vez que é um método não invasivo e que não deixa marcas, ou seja, estas podem ser removidas facilmente.

O processo de palpação é feito seguindo a descrição das eminências ósseas da literatura adequando com o considerado mais adequado:

C7: é solicitado ao indivíduo que faça flexão da coluna cervical (leve o queixo ao peito). As eminências ósseas mais proeminentes correspondem às apófises espinhosas das vértebras de C7 e T1. É escolhida a apófise mais proeminente e situada mais superiormente como a que corresponde a C7.

T2 a T12: Após identificação da apófise espinhosa de C7 o investigador segue através de palpação as apófises subjacentes e identifica através de contagem as apófises espinhosas de T2 a T12.

RE da omoplata: é considerado o ponto em que o investigador deixa de sentir a espinha da omoplata e sente a junção com o bordo interno da mesma. O processo de palpação inicia-se no acrómio seguindo-se ao longo de toda a espinha da omoplata.

AI da omoplata: é considerado como a junção inferior do bordo interno e externo da omoplata. O investigador segue estes dois bordos e identifica o ponto da sua união, no sentido cefalo-caudal.

AA: ângulo proeminente situado no bordo externo do acrômio. O acrômio é considerado uma apófise volumosa e achatada cujo bordo interno articula com a clavícula.

ACo: Foi considerada como a eminência óssea imediatamente inferior e anterior relativamente á articulação AC.

FE: Encontra-se na extremidade superior do esterno apresenta uma depressão mediana e para lá desta encontram-se duas facetas articulares para articular com as clavículas.

Apêndice Xifóide (AX): Encontra-se no segmento inferior do esterno, sendo constituído por uma saliência ao nível medial e inferior do mesmo.

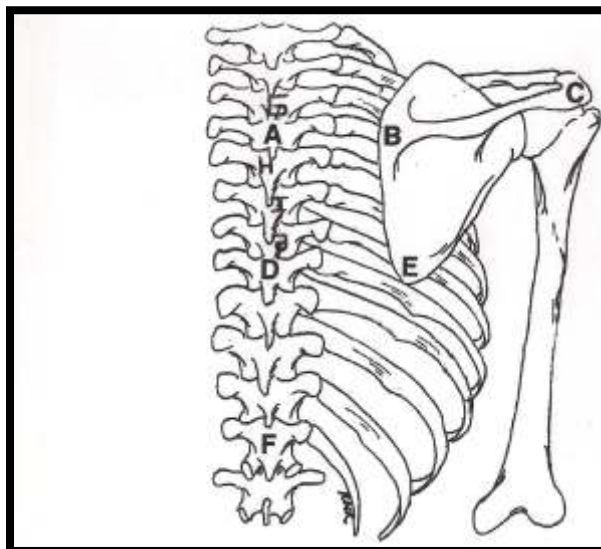


Figura 5: Pontos de referência para medir a omoplata (adaptado Lewis *et al* 2002)

Tabela 16: Pontos de referência para medir a omoplata

<b>Correspondência anatómica</b>	<b>Ponto de referência</b>
Apófise espinhosa de T2	Ponto G
Apófise espinhosa de T3	Ponto K
Raiz da espinha omoplata	Ponto B
Acrómio	Ponto C
Apófise espinhosa de T8	Ponto D
Ângulo inferior da omoplata	Ponto E
Apófise espinhosa de T12	Ponto F
Apófise espinhosa de T4	Ponto A
Apófise espinhosa de T5	Ponto I
Apófise espinhosa de T6	Ponto J
Apófise espinhosa de T7	Ponto H

## 5.5. Procedimento Experimental

### 5.5.1. Fase inicial:

Aos indivíduos interessados em participar no estudo, pediu-se o preenchimento do consentimento informado (Apêndice C), onde lhes é explicado os objectivos e propósitos do estudo e onde são consideradas e salvaguardadas todas as questões éticas. Após o preenchimento do consentimento informado os voluntários preencheram o Questionário de caracterização.

Estes indivíduos também fizeram o preenchimento da folha de caracterização da amostra.

### 5.5.2. No laboratório:

Os sujeitos retiraram a roupa necessária que lhes permita ficar com o CAO exposto para visualização e palpação. De seguida, o indivíduo foi instruído de forma a

colocar-se de pé, com os pés afastados à largura dos ombros, e braços estendidos ao longo do tronco. Deve olhar para um ponto na parede em frente pré-determinado pelos investigadores (enquadramento postural). Para a determinação dos planos e posições necessárias à medição o FOB dispõe de um sistema de biofeedback que nos permite pré-determinar quais os planos e as posições que queremos que o sujeito assuma durante a medição. Este sistema de biofeedback que estava definido para emitir um sinal sonoro para cada posição de elevação do braço e respectivo plano com um intervalo de 30°. Para uma correcta medição nos planos e amplitudes o indivíduo em estudo visualiza no ecrã do computador um rectângulo dentro do qual terá de ajustar uma cruz que corresponde á posição do seu MS. Deste modo vai assegurar-se que o indivíduo quando fizer a elevação a faça nos planos e posições estabelecidas.

#### 5.5.2.1. Medição cinemática tridimensional da posição da omoplata:

Identificação dos pontos para localização dos sensores:

Para medir as rotações do tórax, omoplata e úmero foram usados quatro receptores (sensores electromagnéticos), os quais foram colocados em pontos específicos identificados através da palpação (Meskers *et al*, 1998).

O primeiro receptor foi colocado no tórax na apófise espinhosa de C7.



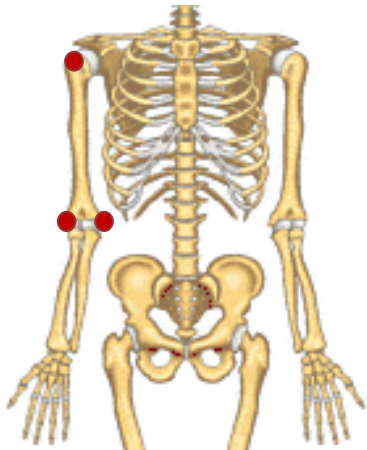
O receptor do úmero foi colocado na sua face externa e fixo através de uma banda de velcro.

O receptor da omoplata foi colocado acima do acrómio.

O quarto receptor é denominado de *stylus*, que consiste num ponteiro com cerca 65mm de comprimento (Meskers *et al*, 1998). Este ponteiro foi colocado sobre os 19 pontos de referência descritos na tabela 17 após serem palpados pelos investigadores (Wu *et al*, 2005).

A orientação e a posição do receptor *stylus* foi captada/recebida pelo FOB, juntamente com os restantes receptores da omoplata, tórax e úmero (Meskers *et al*, 1998).

Tabela 17 – Pontos de referência para o *stylus* (adaptação de Wu *et al*, 2005).

Segmentos corporais	Representação espacial dos pontos	Eminências ósseas
Tórax		Apófise espinhosa de C7
		Apófise espinhosa de T2 a T8 e T12
		Fúrcula esternal (FE)
		Apêndice xifóide (AE)
Omoplata		Ângulo inferior da omoplata (AI)
		Espinha da espinha (RE)
		Ângulo acromial (AA)
		Apófise coracóide (ACo)
Úmero		Centro de rotação da GU. Este é calculado através de um método de eixos helicoidais, baseado na descrição dos movimentos do úmero em relação à omoplata. São calculados vários eixos instantâneos de movimento em 3D e a partir destes é calculado o ponto central de rotação (Stokdijk <i>et al.</i> , 2000).
		Epitróclea
		Epicôndilo

### 5.5.2.2. Sistema de coordenadas:

Van der Helm (1997) propôs um protocolo estandardizado para a descrição do movimento tridimensional do ombro. Este protocolo envolvia três passos: a determinação de sistemas locais de coordenadas usando as referências ósseas, a utilização de receptores para medir as rotações desses sistemas e a sequenciação dos ângulos de Euler para a descrição do movimento. Este protocolo foi aceite e recomendado pela ISB (International Society of Biomechanical). Neste estudo utilizou-se o protocolo descrito por Van der Helm (1997) mais tarde actualizado por Wu *et al*, 2005. Para realizar a análise tridimensional da omoplata é necessária a descrição de um sistema de coordenadas baseada nos ângulos de Euler (X, Y, Z) (Van der Helm, 1997), os quais representam três rotações sequenciais em torno de eixos anatómicos (Karduna, McClure, Michener, 2000). O sistema de coordenadas tem origem coincidente no AA (Roy *et al*, 2007). O eixo Z é definido como a linha entre o AA e a RE da omoplata, o eixo X é a linha perpendicular ao plano formado pelo AI da omoplata, AA e RE da omoplata, e o eixo Y é a linha perpendicular aos eixos X e Z (Roy *et al*, 2007). O movimento da omoplata em relação ao tórax é baseado nos seguintes ângulos de rotação de Euler: rotação superior/inferior (eixo anterior/posterior), rotação interna/rotação externa (eixo superior/ inferior) e báscula posterior/anterior (eixo interno/externo) (Karduna et al, 2000).

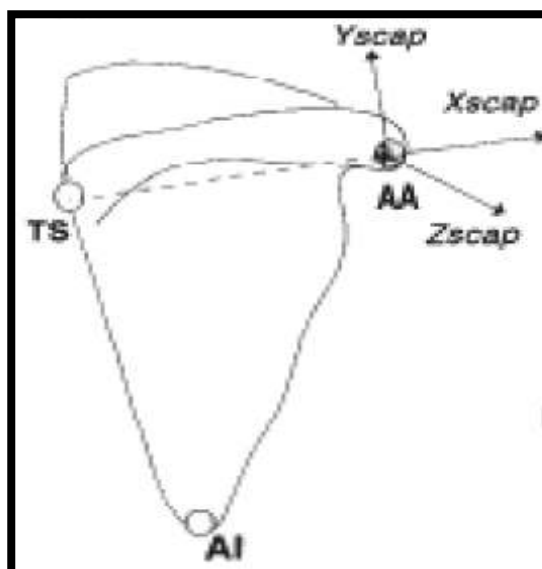


Figura 6: Sistema de coordenadas local da omoplata (Meskers *et al*, 1998)

Tabela 18: Ordem de decomposição dos ângulos de *Euler* e respectiva descrição (Wu *et al*, 2005).

Tórax	X	Inclinação posterior/anterior (sistema de coordenadas global)
	Z	Flexão Lateral (sistema de coordenadas global)
	Y	Rotação (sistema de coordenadas global)
Omoplata	Y	Protracção/retracção (sistema de coordenadas local do tórax)
	Z	Rotação interna/externa (sistema de coordenadas local do tórax)
	X	Báscula posterior/anterior (sistema de coordenadas local do tórax)
Úmero	X	Plano de elevação em relação ao tórax (sistema de coordenadas local tórax)
	Z	Elevação úmero (sistema de coordenadas local do tórax)
	Y	Rotação (sistema de coordenadas local do úmero)

### 5.5.2.3. Medição com fita métrica:

Identificação dos pontos para proceder à medição com fita métrica:

O Investigador 1, através da palpação, identifica os pontos necessários à medição e com um marcador (removível com álcool) assinala-os:

- AI da omoplata
- RE da omoplata
- Apófise espinhosa de C7
- Apófise espinhosa de T2
- Apófise espinhosa de T3
- Apófise espinhosa de T4
- Apófise espinhosa de T5
- Apófise espinhosa de T6
- Apófise espinhosa de T7
- Apófise espinhosa de T8
- Apófise espinhosa de T12
- AA
- FE
- ACo

Depois de definidos os planos de movimento plano frontal, o plano da omoplata (30° anterior ao plano frontal) e plano sagital (Borsa *et al*, 2003), são efectuadas as medições em 5 posições: 0°, 30°, 60°, 90° e 120°. O limite foi definido aos 120°, ponto até ao qual, segundo Karduna *et al*. (2001), se consegue captar a totalidade da essência dos padrões de movimento. A partir deste ponto, e porque um receptor é colocado no acrómio, o erro da medição aumenta.

Realizam-se 5 medições:

Tabela 19: Medições efectuadas nas recolhas

<b>M1</b>	RE – apófise espinhosa da vértebra horizontalmente mais próxima
<b>M2</b>	RE- Apófise espinhosa de C7
<b>M3</b>	AA – Apófise espinhosa de T3
<b>M4</b>	AI – Apófise espinhosa da vértebra horizontalmente mais próxima
<b>M5</b>	FE – ACo

Estas medições são feitas com uma fita com escala e ao mesmo tempo são captadas pelo FOB, um investigador regista o valor das medições.

Em suma, as 5 posições (0°, 30°, 60°, 90°, 120°) são medidas nos 3 planos pela seguinte ordem: plano sagital, plano da omoplata e plano frontal.

Os pontos identificados são removidos com álcool (a fim de não deixar marcas visíveis) no final de cada medição. Após as 5 medições nas 5 posições e nos 3 planos o investigador termina a recolha e o mesmo procedimento é repetido pelo outro investigador (fidedignidade inter-observador). Este procedimento é repetido por cada investigador noutra data (fidedignidade intra-observador).

O quadro para o registo das medições encontra-se no apêndice B.

### 5.6- Treino de competências:

Dado o carácter prático para implementação desta metodologia, os investigadores iniciaram cedo a sua familiarização com a mesma. Os investigadores treinaram a palpação e o registo de medidas escapulares com o objectivo de as encurtar no tempo. Também a comparação das medidas entre os investigadores foi feita a fim de uniformizar a medição e torná-la o mais próxima possível. O *handling* necessário á digitalização foi praticado inicialmente em esqueleto e posteriormente em participantes voluntários. O resumo deste treino de competências está disponível no Apêndice D.

## 6. ANÁLISE ESTATÍSTICA

Numa primeira fase do processamento estatístico definiu-se as médias de cada investigador, tendo em conta as 2 recolhas efectuadas (teste-reteste), bem como a média das recolhas do FOB. Essas médias foram comparadas para cada medida, amplitude de movimento para cada um dos três planos. Para o cálculo das médias e respectivo desvio-padrão foi usado o Microsoft Excel 2007, bem como o SPSS v. 18.0. Aquando do cálculo das médias foi também efectuado o cálculo do erro padrão (EP) associado às mesmas, bem como o Coeficiente de Variação (CV) para uma análise da dispersão dos resultados (Apêndice E). O CV é uma medida de dispersão relativa usada para comparar distribuições que não tenham observações aberrantes ou *outliers*. Dependendo do valor do CV, a dispersão classifica-se:  $CV \leq 15\%$  dispersão fraca,  $15\% < CV \leq 30\%$  dispersão média e  $CV > 30\%$  dispersão elevada (Maroco, 2010).

Antes da aferição dos métodos de correlação estabeleceu-se a normalidade da amostra. Como a amostra era constituída por menos de 50 elementos o teste a usar foi o de *Shapiro Wilk*. A amostra era considerada normal caso a o teste estatístico não seja significativo, ou seja, com um  $p \text{ value} > 0,05$ . Para a normalidade da amostra foi usado o *T-student*, quando o pressuposto de distribuição normal da variável numa das medições não se verificava ( $p < 0,05$ ) usou-se o teste de *Wilcoxon* (Maroco, 2010) (ver apêndice F). Estes testes de hipótese apenas indicam, consoante o seu valor  $p$ , se os resultados advêm do acaso ou não.

Para a análise dos índices de correlação entre medidas, quer para validação da metodologia quer para análise da fidedignidade foi usado o Coeficiente de Correlação Intra-Classe CCI (3,1) com um nível de significância de 0,05. Existem vários CCI, mas o escolhido para o presente estudo foi o ICC (3,1) pelo facto de serem os mesmos investigadores, e únicos, que avaliam a amostra. O CCI verifica a igualdade das classificações médias atribuídas por vários sujeitos e avalia a sua consistência interna (McGraw & Wong, 1996).

Para o efeito será usado o programa estatístico SPSS v.18.0, dentro do qual o tipo de CCI deverá recair no *Two Way Mixed*, uma vez que os sujeitos e as classificações são considerados aleatórios. Para comparar a igualdade e não a

semelhança das classificações, no CCI deve escolher-se a opção que avalia o acordo nas classificações (*absolute agreement*) (Pestana & Gageiro, 2008).

## 7. QUESTÕES ÉTICAS

Foi entregue a cada participante um consentimento informado (apêndice C) onde era explicado o procedimento experimental. A assinatura do mesmo pressupõe que concordam participar no estudo. Para salvaguardar os princípios que devem reger todo o processo de investigação devem ser respeitados os 5 direitos que segundo Fortin (2000) são:

**Direito á autodeterminação:** os indivíduos são informados por escrito e verbalmente que têm direito e capacidade de decidir a sua participação no estudo, o seu abandono do mesmo, assim como a não utilização dos seus dados, segundo o artigo 9 do Tribunal Internacional de Nurenberg (1947).

**Direito á intimidade:** os indivíduos são informados por escrito e verbalmente que o estudo deve ser o menos invasivo possível e a sua intimidade estará protegida. Os indivíduos decidem sobre a extensão da informação que querem fornecer os investigadores.

**Direito ao anonimato e a confidencialidade:** os resultados serão apresentados para que, nenhum dos participantes do estudo possa ser reconhecido pelo investigador e por outras pessoas que o consultem.

**Direito da protecção contra o desconforto e o prejuízo:** è do conhecimento dos investigadores que a aplicação da metodologia necessita de um determinado tempo de aplicação. Tal foi informado aos participantes, tendo-lhes sido igualmente dada a possibilidade de descansarem durante o procedimento. Assumiu-se para este efeito, empiricamente, que o erro associado á pausa durante o procedimento de recolha é inferior ao erro se efectuado por um sujeito em fadiga.

**Direito a um tratamento mais justo e leal:** não se enquadra no processo metodológico deste estudo.

## 8. APRESENTAÇÃO DE RESULTADOS

Pretende-se que neste capítulo apresentar os resultados obtidos com a realização deste trabalho. Este tópico encontra-se dividido consoante os métodos estatísticos usados. Numa primeira fase, faremos referência à estatística descritiva, onde consta uma leitura dos resultados segundo as médias e desvios padrão obtidos. A média como medida de tendência central procura caracterizar o valor da variável em estudo acerca da dispersão desses valores em relação às medidas de tendência central. Primeiramente serão apresentados os resultados referentes às características da amostra para posteriormente serem apresentados os dados da estatística descritiva da aplicação da metodologia por parte de cada um dos investigadores e do FOB. Numa segunda fase foi elaborada uma leitura dos dados segundo os resultados obtidos através do CCI (3,1), com o objectivo de compreender com clareza a força de associação entre os diferentes métodos de avaliação da posição da omoplata, bem como avaliar a semelhança de medições entre repetições e investigadores (McGraw & Wong, 1996).

É importante ressaltar que para a análise estatística que envolvia o FOB, houve dados omissos por falhas na sua gravação. Cerca de 22 dados (0.6%) não constam na análise estatística que se segue.

### 8.1- Amostra

A amostra do estudo é não probabilística, seleccionada por conveniência, constituída por 20 indivíduos sem qualquer história actual ou anterior de dor no CAO, sendo todos pertencentes ao corpo discente da ESS-IPS. As características da amostra deste estudo estão apresentadas na tabela 20.

Tabela 20: Características da amostra (N=20)

<b>Características</b>	<b>Média</b>	<b>Mínimo e máximo</b>
<b>Peso (kg)</b>	60,55 ( $\pm 11,75$ )	49/96
<b>Altura (m)</b>	1,65 ( $\pm 0,07$ )	1,53/1,80
<b>Idade</b>	19,5	18-21
<b>IMC (kg/m<sup>2</sup>)</b>	22,26	-
<b>Género</b>	4 Masculino/16 feminino	

Da amostra apenas 4 elementos são do sexo masculino, cerca de 20%, sendo os restantes do género feminino, cerca de 80%. Apresentando-se uma amostra jovem adulta com uma média de idade de 19,5 anos.

Quanto às medidas antropométricas, o peso médio é 60,55kg, sendo o mínimo de 49kg e o máximo 96kg, a altura média é 1,65m, com um mínimo de 1,53m e um máximo de 1,80m. O Índice de Massa Corporal (IMC) apresentou um valor médio de 22,26kg/m<sup>2</sup>.

## **8.2- Posição da omoplata nos diferentes planos de teste:**

Da aplicação da metodologia de avaliação em estudo, em todos os sujeitos da amostra desenvolveu-se uma estatística descritiva. Nesta constam os valores médios e desvio padrão das medidas estipuladas (M1, M2, M3, M4, M5), de acordo com os planos estudados (sagital, omoplata, frontal) em cada amplitude de movimento (0°, 30°, 60°, 90°, 120°). As médias utilizadas compreendem dois momentos de avaliação para cada método, no sentido de verificar o posicionamento médio da omoplata por ambos os investigadores utilizando somente a fita métrica (recolha fita métrica), e por ambos os investigadores com recurso ao FOB (recolha com FOB, a partir deste ponto as recolhas que foram feitas através do FOB serão denominadas simplesmente de FOB para simplificar a escrita e compreensão).

Os resultados encontram-se organizados segundo os planos de movimento, inicialmente será apresentado o plano sagital, com as respectivas amplitudes de teste para os dois investigadores e o FOB, seguidamente cursa o mesmo método para o plano da omoplata e depois para o plano frontal.

8.2.1- Plano sagital (0°, 30°, 60°, 90°, 120°)

Tabela 21: Média (desvio-padrão) das distâncias (cm) medidas pelo investigador 1, investigador 2 e pelo FOB no plano sagital (posição 0°,30°,60°,90°,120°)

Médias (desvio padrão)					
Metodologia	M1	M2	M3	M4	M5
<b>0°</b>					
Investigador 1	7,3(1,0)	9,8(0,9)	20,4(2,0)	9,4(2,4)	12,1(0,9)
Investigador 2	7,5(0,9)	9,9(1,0)	20,9(1,8)	9,3(2,4)	12,4(0,9)
Recolha com FOBs	7,7(1,4)	10,6(1,5)	19,0(1,8)	9,3(2,3)	12,0(1,4)
<b>30°</b>					
Investigador 1	7,7(1)	10,0(1,0)	20,1(1,8)	10,3(2,0)	12,1(0,9)
Investigador 2	7,8(1,0)	10,2(1,0)	20,9(1,9)	10,0(2,1)	12,1(0,8)
Recolha com FOBs	7,9(1,4)	11,2(1,6)	18,9(1,9)	10,3(2,5)	11,7(1,3)
<b>60°</b>					
Investigador 1	7,7(1,2)	10,4(1,9)	19,2(1,8)	12,6(2,1)	11,4(0,9)
Investigador 2	7,7(1,05)	10,4(0,9)	20,1(1,9)	12,5(2,4)	11,3(0,9)
Recolha com FOBs	8,0(1,4)	12,0(1,6)	18,6(1,8)	11,9(2,3)	10,8(1,3)
<b>90°</b>					
Investigador 1	7,7(1,2)	10,1(1,0)	17,7(1,9)	14,7(1,6)	10,8(0,8)
Investigador 2	7,3(0,9)	10,1(0,8)	17,9(1,7)	15,1(1,8)	10,7(0,7)
Recolha com FOBs	8,5(1,8)	13,6(1,9)	16,9(1,8)	14,5(3,2)	9,9(1,2)
<b>120°</b>					
Investigador 1	7,2(1,0)	9,8(0,9)	15,8(1,5)	16,0(1,5)	10,2(0,7)
Investigador 2	6,6(0,8)	9,6(0,9)	15,8(1,6)	16,8(1,8)	10,3(0,9)
Recolha com FOBs	9,1(2,2)	14,2(2,0)	15,5(1,7)	15,9(4,0)	9,3(1,2)

Pela análise da tabela 24 podemos verificar:

- **Amplitude 0°**

Para esta amplitude os resultados das recolhas com o FOB são muito semelhantes aos dos investigadores, sendo que os resultados são inferiores aos dos investigadores para M3 e M5, para M4 o FOB tem um valor idêntico ao do investigador 2. Já em M1 e M2 os valores do FOB são superiores quando comparados com os dos investigadores. A maior diferença encontrada é em M3, onde as recolhas com o FOB apresenta um valor de cerca de 1,9cm de diferença quanto aos investigadores. Nos investigadores as maiores diferenças encontradas verificaram-se em M3, com cerca de 0,5cm de diferença entre investigadores, recaindo o maior valor no investigador 2, também é o que menos se aproxima dos resultados das recolhas do FOB. O desvio-padrão variou de 0,9cm (M5 dos investigadores, M1 do investigador 2, M2 do investigador 2) a 2,4cm (M4 dos investigadores 1 e 2). As diferenças mais evidentes entre os investigadores e o FOB encontram-se em M2 e M5 (ver tabela 24).

- **Amplitude 30°**

Nesta amplitude as recolhas do FOB apresentarem valores médios superiores aos dos investigadores para M1 e M2, já em M3 e M5 estes valores são inferiores, em M4 o valor médio das recolhas do FOB é coincidente com o valor médio do investigador 1. As maiores diferenças encontradas entre os investigadores e o FOB encontram-se em M3, com uma diferença de cerca de 2 cm, tendo o FOB o valor menor. Também em M2 há uma diferença de 1cm entre o FOB e o investigador 2. Entre investigadores as maiores diferenças foram detectadas em M3 com um diferencial de 0,8cm, não parecendo ser significativo. O desvio padrão variou entre 0,8cm (M5 investigador 2) a 2,5cm (M4 no FOB). As maiores diferenças detectaram-se em M5, onde o desvio padrão dos investigadores foi muito aproximado (0,8cm e 0,9cm), e o FOB apresentou valores de 1,3cm (ver tabela 24).

- **Amplitude 60°**

Nesta amplitude os valores médios do FOB foram superiores aos dos investigadores para M1 e M2, nas restantes medidas foram inferiores. As maiores diferenças entre o FOB e os investigadores encontram-se em M2, onde os investigadores apresentam valores idênticos e o FOB apresenta mais 1,6cm

relativamente ao valor dos investigadores. Também em M3 os investigadores aprestaram valores médios muito semelhantes, já o FOB apresentou valores médios superiores em 1,5cm relativamente ao investigador 2. Os investigadores obtiveram valores muito semelhantes nesta amplitude. Em M3 ocorreu a maior diferença, 0,9cm. Em M1 e M2 os valores foram iguais e em M4 e M5 diferiram 0,1cm. O desvio padrão variou 0,9cm (M2 investigador 2 e M5 nos dois investigadores) e 2,4cm (M4 investigador 2). Os valores do desvio padrão são muito aproximados nesta amplitude entre investigadores e FOB (ver tabela 24).

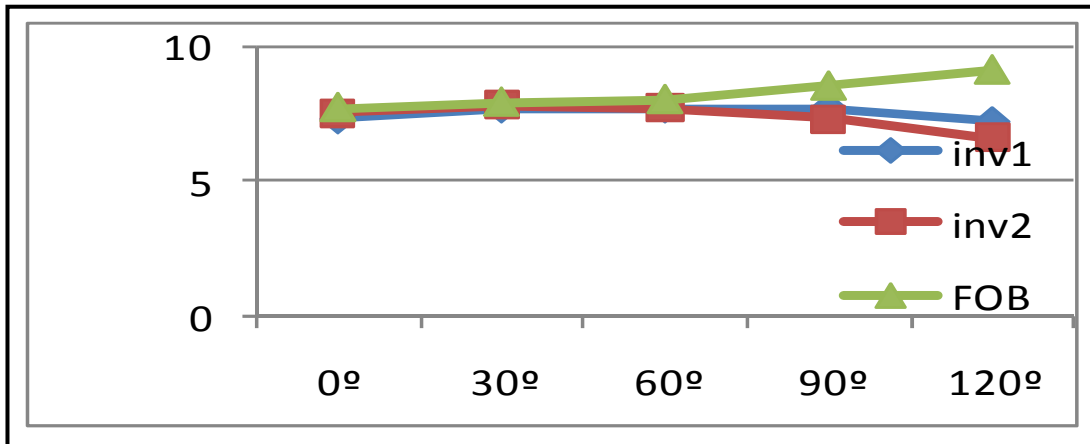
- **Amplitude 90°**

Nesta amplitude os valores médios do FOB foram menores do que os valores dos investigadores para M3, M4 e M5, para M1 e M2 são superiores. As maiores diferenças a assinalar foi em M2, com um diferencial de 3,5cm entre o FOB e os investigadores. Os investigadores apresentaram valores médios muito semelhantes, em M1 e M4 foram assinalados os valores mais distantes, 0,4cm de diferença entre investigadores. O desvio padrão variou de 0,7cm (M5 investigador 1) a 3,2cm (M4 FOB). Os restantes valores não demonstraram diferenças muito acentuadas (ver tabela 24).

- **Amplitude 120°**

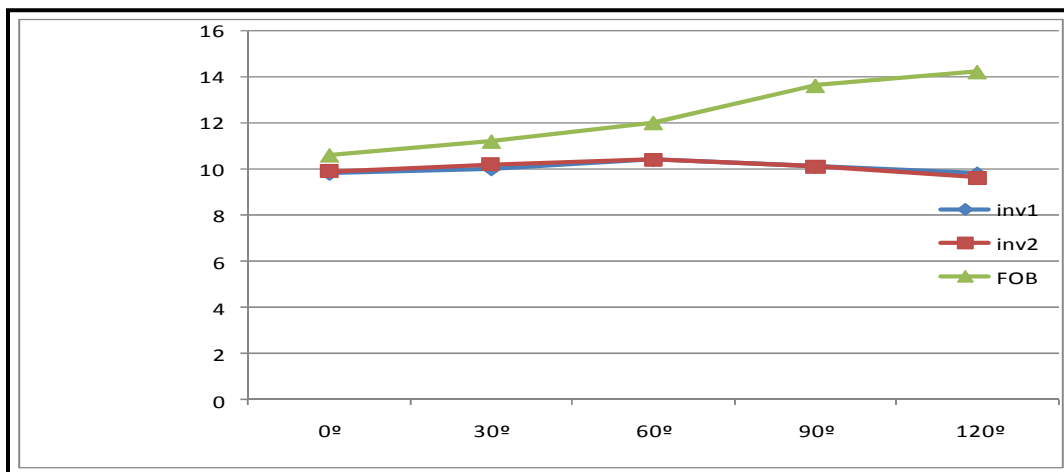
Nesta amplitude de teste mais uma vez para M1 e M2 o FOB demonstrou ter valores médio superiores e nas restantes medidas valores inferiores às dos investigadores. É de assinalar a diferença substancial encontrada em M1 quando comparamos as medidas dos investigadores e o FOB, cerca de 2,1cm, e em M2, cerca de 4,6cm, a maior diferença encontrada nesta amplitude de teste. Entre investigadores os valores foram muito semelhantes. O desvio padrão variou entre 0,8 (M5 investigador 1) e 4cm (M4 FOB). De uma maneira geral o FOB apresentou valores de desvio padrão superiores aos encontrados nos investigadores (ver tabela 24).

Gráfico 1: Distâncias médias (cm) registadas pelos investigadores e FOB relativamente a **M1** nas diferentes amplitudes de teste no plano Sagital.



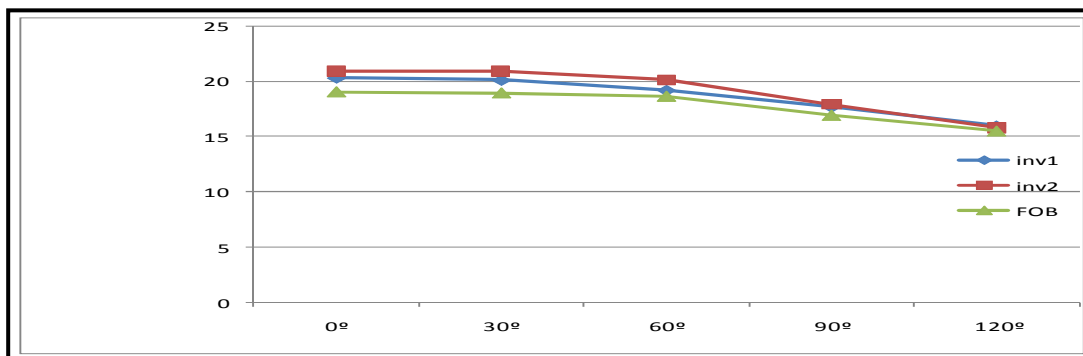
Através da leitura do gráfico 1 podemos constatar que os valores do FOB e dos investigadores se sobrepuseram até aos 60° e foi divergindo nos 90° e 120°. Também nestes últimos graus o investigador 1 aproximou-se mais dos valores médio do FOB relativamente ao investigador 2.

Gráfico 2: Distâncias médias (cm) registadas pelos investigadores e FOB relativamente a **M2** nas diferentes amplitudes de teste no plano Sagital.



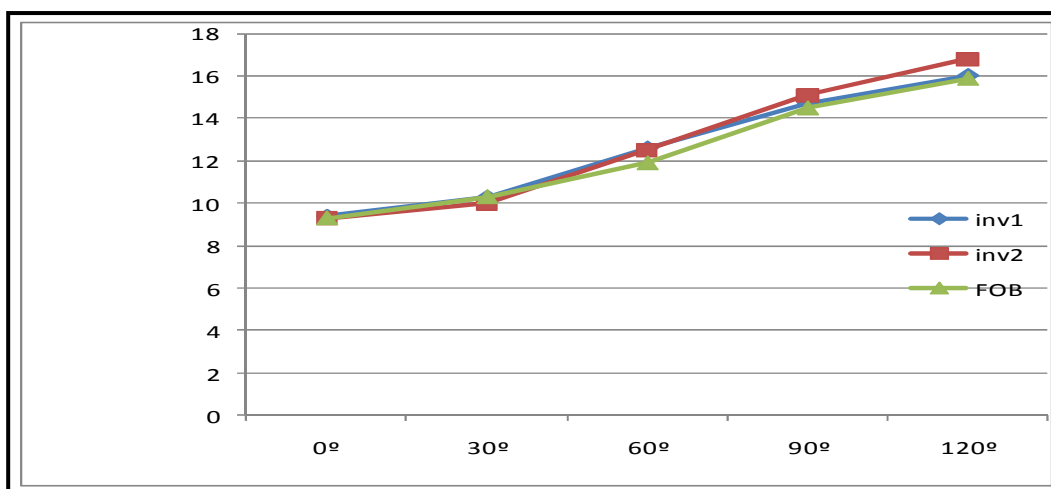
Os valores médios do FOB são na sua maioria superiores aos dos investigadores, este facto agrava-se nos últimos graus de amplitude articular. As medidas dos investigadores foram sobreponíveis ao longo da amplitude de movimento.

Gráfico 3: Distâncias médias (cm) registadas pelos investigadores e FOB relativamente a **M3** nas diferentes amplitudes de teste no plano Sagital.



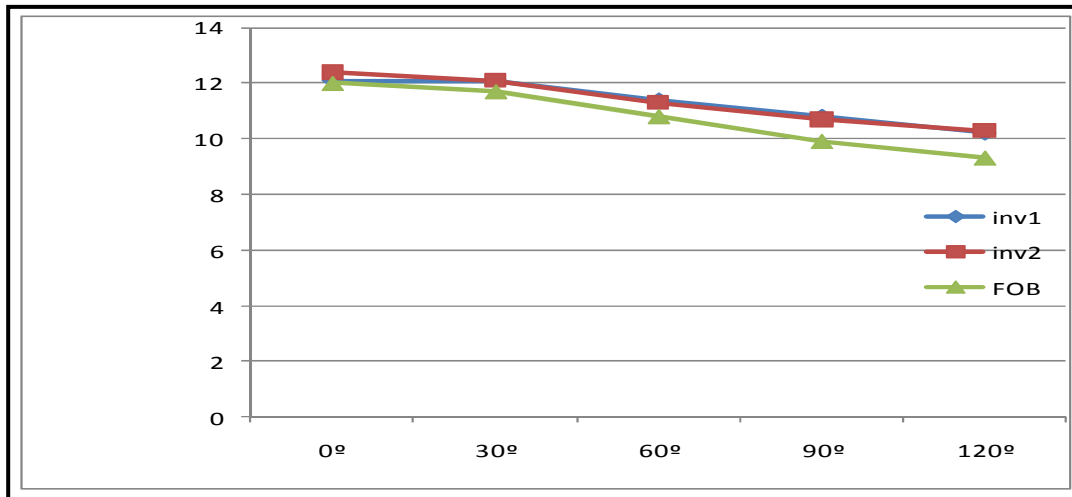
Em M3, as medidas do FOB foram menores que as dos investigadores, embora nos últimos graus se tenham aproximado. As medidas dos investigadores foram muito semelhantes ao longo da amplitude.

Gráfico 4: Distâncias médias (cm) registadas pelos investigadores e FOB relativamente a **M4** nas diferentes amplitudes de teste no plano Sagital.



Em M4 os valores médios entre investigadores e FOB foram muito semelhantes, sendo quase sobreponíveis ao longo de toda a amplitude.

Gráfico 5: Distâncias médias (cm) registadas pelos investigadores e FOB relativamente a **M5** nas diferentes amplitudes de teste no plano Sagital.



Para M5 constatamos que o FOB teve valores menores relativamente aos investigadores. Durante toda a amplitude os valores médios dos investigadores sobrepõe-se, aproximando-se mais dos valores médios do FOB nas primeiras amplitudes de movimento.

8.2.2- Plano omoplata (0°, 30°, 60°, 90°, 120°)

Tabela 22: Média (desvio-padrão) das distâncias (cm) medidas pelo investigador 1, investigador 2 e pelo FOB no plano da omoplata (posição 0°,30°,60°,90°,120°)

Médias (desvio padrão)					
Metodologia	M1	M2	M3	M4	M5
<b>0°</b>					
Investigador 1	7,1(1,0)	9,6(1,0)	20,0(1,8)	8,2(1,1)	12,5(0,9)
Investigador 2	7,2(1,2)	9,9(1,0)	20,3(1,7)	8,0(1,0)	12,7(1,0)
Recolha com FOBs	6,9(1,5)	9,9(1,4)	18,5(1,9)	7,9(2,2)	12,4(1,5)
<b>30°</b>					
Investigador 1	7,2(0,9)	9,7(1,0)	20,0(1,8)	9,7(1,7)	12,6(1,0)
Investigador 2	7,6(1,1)	9,9(1,0)	20,3(1,7)	9,4(1,6)	12,5(0,9)
Recolha com FOBs	6,8(1,3)	10,1(1,5)	18,3(1,8)	8,9(2,1)	12,1(1,5)
<b>60°</b>					
Investigador 1	7,2(1,0)	9,5(1,0)	18,2(1,6)	11,8(1,7)	12,3(0,8)
Investigador 2	7,3(1,1)	9,8(1,0)	18,8(1,7)	11,7(1,7)	12,2(0,9)
Recolha com FOBs	6,3(1,4)	10,6(1,7)	17,5(1,8)	10,5(2,4)	11,4(1,5)
<b>90°</b>					
Investigador 1	7,0(1,0)	9,7(1,0)	16,4(1,5)	13,5(1,3)	11,9(0,9)
Investigador 2	6,9(0,7)	9,7(0,9)	16,9(1,4)	13,6(1,4)	11,7(0,8)
Recolha com FOBs	6,4(1,6)	11,8(1,9)	16,0(1,7)	12,8(3,1)	10,7(1,4)
<b>120°</b>					
Investigador 1	6,6(0,9)	9,4(0,9)	14,6(1,4)	15,2(1,7)	11,3(0,8)
Investigador 2	6,3(0,9)	9,4(0,9)	15,0(1,5)	16,0(2,2)	11,2(0,8)
Recolha com FOBs	7,3(2,3)	13,1(2,2)	14,4(1,8)	14,8(4,3)	10,3(1,5)

Pela análise da tabela 25 podemos verificar:

- **Amplitude 0°**

Nesta amplitude de teste o FOB apresentou valores inferiores aos investigadores para M1, M3, M4 e M5, sendo que em M2 os valores igualaram para o investigador 2 e eram muito semelhantes para o investigador 1. Os valores mais díspares foram obtidos em M3, com uma diferença de 1,8cm entre o FOB e o investigador 2. De uma maneira geral os valores médios encontrados pelos investigadores foram semelhantes em todas as medidas verificando-se a maior diferença de 0,3cm (M2, M3 e M5). Os valores do desvio padrão variaram entre 0,9cm (M5 investigador 1) e 2,2cm (M4 FOB). Os restantes valores não demonstraram diferenças significativas que mereçam ser assinaladas (ver tabela 25).

- **Amplitude 30°**

Apenas em M2 os valores médios do FOB foram superiores aos dos investigadores. A maior diferença encontrada foi em M3 com 2cm de diferença entre o FOB e o investigador 2. Nas restantes medidas não se notam valores com diferenças significativas. Entre investigadores podemos constatar que os valores médios são muito semelhantes, diferindo no máximo uma da outra em 0,4cm (M1). O desvio padrão varia entre 0,9cm (M1 investigador 1 e M5 Investigador 2) e 2,1cm (M4 FOB). De qualquer forma os valores do desvio padrão são muito semelhantes entre investigadores (ver tabela 25).

- **Amplitude 60°**

Apenas em M2 os valores médios do FOB foram superiores aos valores médios dos investigadores, no entanto não se apresenta uma diferença muito significativa. A diferença mais significativa encontrada nos valores médios do FOB e investigadores recaí em M3, 1,3cm de diferença com o valor do investigador 2, sendo este o maior. Entre investigadores a diferença maior foi de 0,6cm (M3). O desvio padrão variou entre 0,8cm (M5 investigador 1) e 2,4cm (M4 FOB). Os restantes valores não apresentam diferenças significativas, sendo os valores de desvio padrão do FOB sempre superiores aos dos investigadores (ver tabela 25).

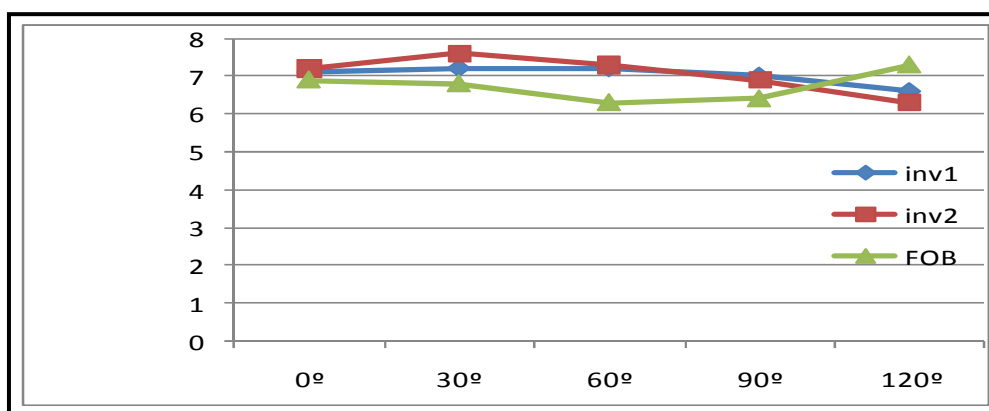
▪ **Amplitude 90°**

Nesta amplitude de teste apenas M2 apresentou valores médios de FOB superiores aos dos investigadores. A diferença mais significativa encontrada foi em M2, em que os investigadores apresentam valores iguais entre si, e o FOB apresenta 2,1cm de diferença face aos valores dos investigadores. Entre investigadores, foi em M3 que se assinalou a maior diferença, de 0,5cm. O desvio padrão variou entre 0,7cm (M1 investigador 2) e 3,1cm (M4 FOB). Os restantes valores não apresentam diferenças significativas, sendo os valores de desvio padrão do FOB sempre superiores aos dos investigadores (ver tabela 25).

▪ **Amplitude 120°**

Nesta amplitude de teste em M1 e M2 os valores médios do FOB foram superiores aos dos investigadores, sendo os restantes inferiores. A diferença mais substancial encontrada foi em M2, onde os investigadores obtiveram valores iguais e o FOB apresentou mais 3,7cm relativamente aos valores médios dos investigadores. Entre investigadores o valor médio com maior diferença ocorreu em M4 com uma disparidade de 0,8cm. O desvio padrão oscilou entre 0,8cm (M5 ambos os investigadores) e 4,3cm (M4 FOB). Os restantes valores não apresentam diferenças significativas, sendo os valores de desvio padrão do FOB sempre superiores aos dos investigadores (ver tabela 25).

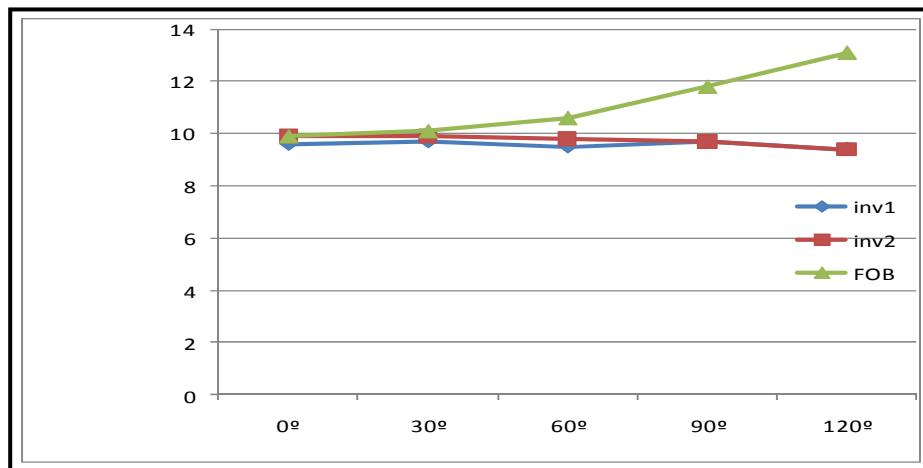
Gráfico 6: Distâncias médias (cm) registadas pelos investigadores e FOB relativamente a **M1** nas diferentes amplitudes de teste no plano da Omoplata.



Neste plano em M1 os valores do FOB são menores que os valores médios dos investigadores até aos 90°, a partir desta amplitude os valores médios do FOB

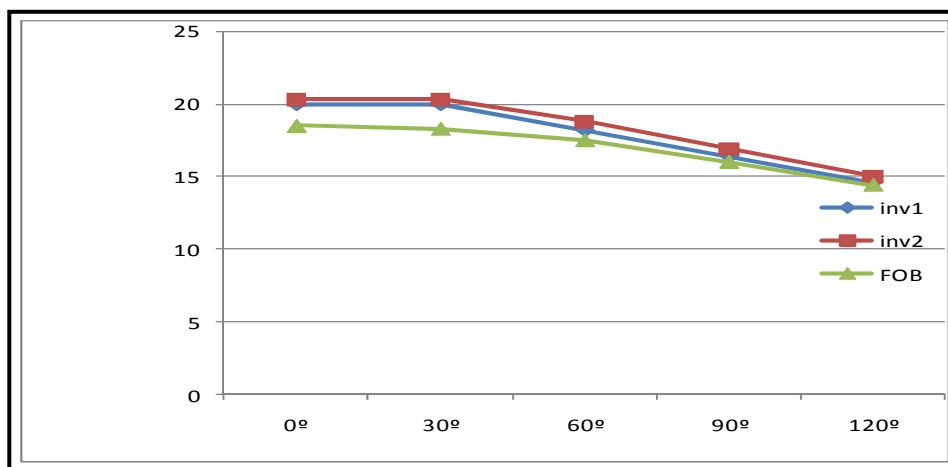
apresentam-se superiores. É nos 60° que mais se afastam os valores entre os investigadores e o FOB. Quanto aos investigadores os seus valores médios sobrepõe-se excepto para os 30°.

Gráfico 7: Distâncias médias (cm) registadas pelos investigadores e FOB relativamente a **M2** nas diferentes amplitudes de teste no plano da Omoplata.



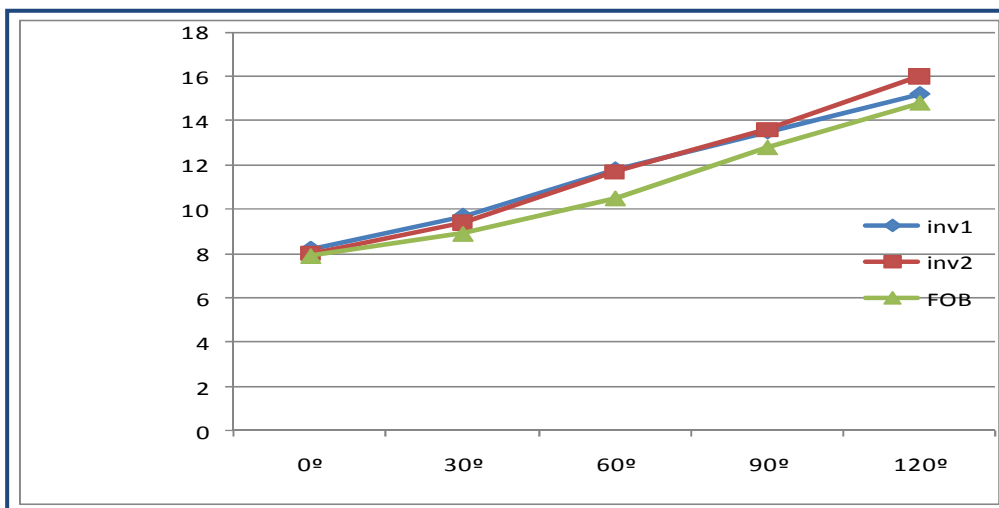
Para M2, os valores do FOB são sobreponíveis aos dos investigadores até aos 30° e a partir desta amplitude estes tornam-se muito superiores aos dos investigadores, com uma diferença significativa nos 120°. Já os investigadores têm valores sobreponíveis ao longo de todo o arco de movimento.

Gráfico 8: Distâncias médias (cm) registadas pelos investigadores e FOB relativamente a **M3** nas diferentes amplitudes de teste no plano da Omoplata.



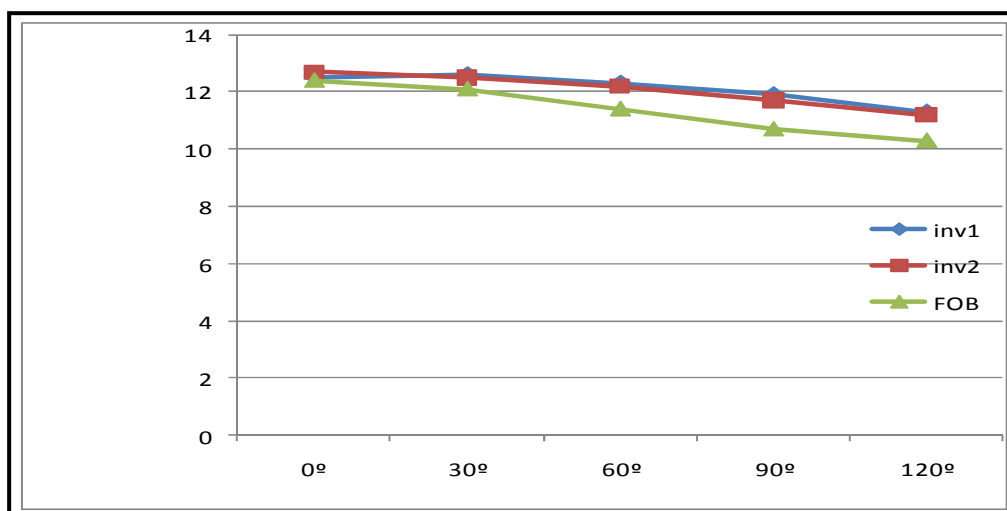
Em M3 os valores médios do FOB iniciam-se abaixo dos valores dos investigadores, que se sobrepõe ao longo da amplitude de movimento. No final da amplitude os valores do FOB aproximam-se dos valores médios dos investigadores.

Gráfico 9: Distâncias médias (cm) registadas pelos investigadores e FOB relativamente a **M4** nas diferentes amplitudes de teste no plano da Omoplata.



Em M4 os valores do FOB são, à excepção dos 0°, menores dos valores dos investigadores. Os valores dos investigadores são muito semelhantes até aos 90°, sendo que se dispersão ligeiramente nos 120°, onde o investigador 1 tem valores mais próximos do FOB

Gráfico 10: Distâncias médias (cm) registadas pelos investigadores e FOB relativamente a **M5** nas diferentes amplitudes de teste no plano da Omoplata.



Em M5 ao longo da amplitude os valores do FOB são menores por comparação com os valores dos investigadores. Nos 0° todos os valores se sobrepõem. Mais uma vez à medida que aumenta a amplitude de movimento maior é a distância entre FOB e investigadores.

8.2.3- Plano frontal (0°, 30°, 60°, 90°, 120°)

Tabela 23: Média (desvio-padrão) das distâncias (cm) medidas pelo investigador 1, investigador 2 e pelo FOB no plano frontal (posição 0°,30°,60°,90°,120°)

Médias (desvio padrão)					
Metodologia	M1	M2	M3	M4	M5
<b>0°</b>					
Investigador 1	7,2(0,9)	9,4(1,1)	19,5(2,0)	7,7(0,9)	12,8(1,0)
Investigador 2	7,1(0,9)	9,6(1,0)	20,1(1,7)	7,7(1,0)	12,9(1,0)
Recolha com FOBs	6,7(1,2)	9,5(1,3)	18,3(1,8)	7,5(1,7)	12,4(1,5)
<b>30°</b>					
Investigador 1	7,0(0,9)	9,3(1,1)	18,8(1,6)	8,1(1,2)	12,9(0,9)
Investigador 2	7,0(0,9)	9,3(0,9)	19,4(1,5)	7,9(1,0)	12,6(1,8)
Recolha com FOBs	5,7(1,2)	8,8(1,4)	17,7(1,8)	7,4(1,8)	12,0(1,6)
<b>60°</b>					
Investigador 1	6,5(0,8)	8,8(1,0)	16,7(1,3)	9,4(1,8)	12,8(0,9)
Investigador 2	6,2(1,1)	8,9(0,9)	17,6(1,5)	8,9(1,3)	12,8(1,0)
Recolha com FOBs	4,4(1,2)	8,5(1,8)	15,8(1,8)	7,9(2,2)	11,6(1,6)
<b>90°</b>					
Investigador 1	6,0(0,6)	8,7(1,0)	14,7(1,3)	12,9(1,4)	12,4(1,0)
Investigador 2	6,0(0,7)	8,8(1,0)	15,3(1,5)	12,4(1,6)	12,3(0,9)
Recolha com FOBs	4,3(1,6)	10,0(2,2)	14,3(1,7)	10,6(3,3)	11,1(1,5)
<b>120°</b>					
Investigador 1	5,9(0,8)	9,0(1,1)	13,6(1,2)	15,3(1,7)	11,8(0,7)
Investigador 2	5,5(0,6)	8,7(1,1)	14,1(1,2)	15,4(2,1)	11,9(0,9)
Recolha com FOBs	5,4(2,4)	12,1(2,2)	13,3(1,6)	13,9(4,1)	10,9(1,5)

Pela análise da tabela 26 podemos verificar:

- **Amplitude 0°**

Os valores médios do FOB foram superiores aos dos investigadores em M1, M3, M4 e M5. Em M2 o valor médio do FOB recaiu entre os valores médios dos investigadores. A maior diferença detectada ocorreu em M3 com um valor de 1,8cm de diferença entre o FOB e o investigador 2. Entre investigadores os valores médio foram muito semelhantes, chegando a igualar em M4, em M3 a diferença foi de 0,6cm, e é considerada a maior diferença entre os investigadores. O desvio padrão variou entre 0,9cm (M1 ambos os investigadores e M4 investigador 1) e 2cm (M3 investigador 1). Curiosamente nesta amplitude os valores do desvio padrão entre investigadores e FOB assemelham-se em M3. Os restantes valores não apresentam diferenças significativas, sendo os valores de desvio padrão do FOB quase sempre superiores aos dos investigadores (ver tabela 26).

- **Amplitude 30°**

Nesta amplitude todos os valores médios do FOB foram inferiores aos dos investigadores. A maior diferença detectada ocorreu em M1 com 2,7cm de diferença entre o FOB e os investigadores (que igualaram os valores médios). Entre investigadores os valores médios foram muito semelhantes, igualando em M1 e M2, e a maior diferença ocorreu em M4 com um valor de 0,6cm. O desvio padrão oscilou entre 0,9cm (M1 ambos os investigadores, M2 investigador 2, M5 investigador 1) e 1,8cm (M5 investigador 2, M3 e M4 FOB). Os restantes valores não apresentam diferenças significativas (ver tabela 26).

- **Amplitude 60°**

Nesta amplitude todos os valores médios do FOB foram menores do que os encontrados pelos investigadores. A maior diferença entre valores aconteceu em M1, com uma diferença de 2,1cm entre o FOB e o investigador1. Também em M3 a diferença é assinalável, 1,8cm diferiram os valores do FOB e investigador 2. Entre investigadores a maior diferença encontrada foi em M3 com 0,9cm a divergirem os valores. O desvio padrão variou entre 0,8cm (M1 investigador 1) e 2,2cm (M4 FOB). Os restantes valores não apresentam diferenças significativas, sendo os valores de desvio padrão do FOB sempre superiores aos dos investigadores (ver tabela 26).

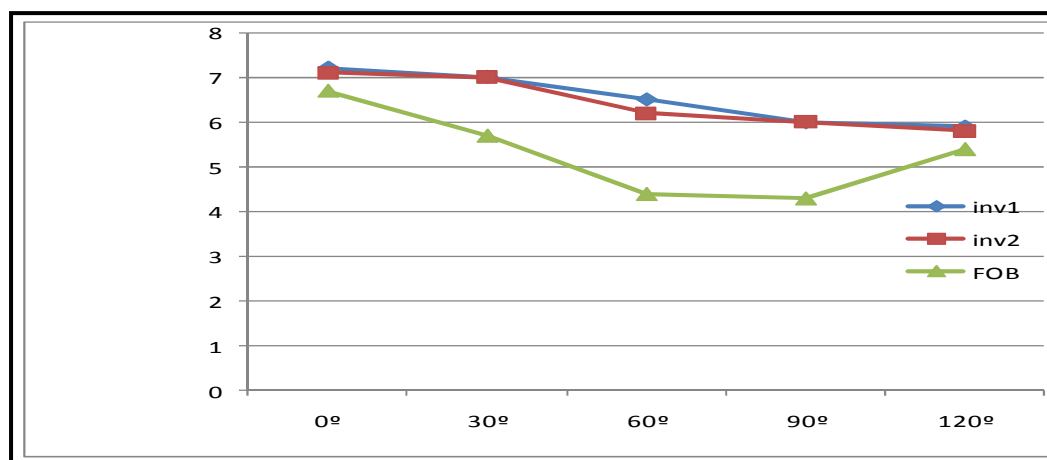
▪ **Amplitude 90°**

Nesta amplitude de teste os valores médios do FOB foram inferiores aos dos investigadores para M1, M3, M4 e M5. As diferenças encontradas entre o FOB e os investigadores são mais representativas em M1, em que os investigadores igualaram os valores médios e o FOB assinalou uma diferença de 2,3cm, e em M4, com uma diferença de 2,3cm entre o FOB e o investigador. Entre investigadores as maiores diferenças foram detectadas em M3 (0,6cm) e M4 (0,5cm). O desvio padrão oscilou entre 0,6cm (M1 investigador 1) e 3,3cm (M4 FOB). Os restantes valores não apresentam diferenças significativas, sendo os valores de desvio padrão do FOB sempre superiores aos dos investigadores (ver tabela 26).

▪ **Amplitude 120°**

Nesta amplitude o FOB apresentou valores médios inferiores aos investigadores em M1, M3, M4, M5. As diferenças encontradas entre os valores do FOB e dos investigadores foram significativas em M2, 3,4cm de diferença e em M3, 1,5cm de diferença. Entre investigadores as diferenças a assinalar recaem em M3, com 0,5cm de diferenças entre investigadores. O desvio padrão variou entre 0,6cm (M1 investigador 1) e 4,1cm (M4 FOB). Os restantes valores não apresentam diferenças significativas, sendo os valores de desvio padrão do FOB sempre superiores aos dos investigadores (ver tabela 26).

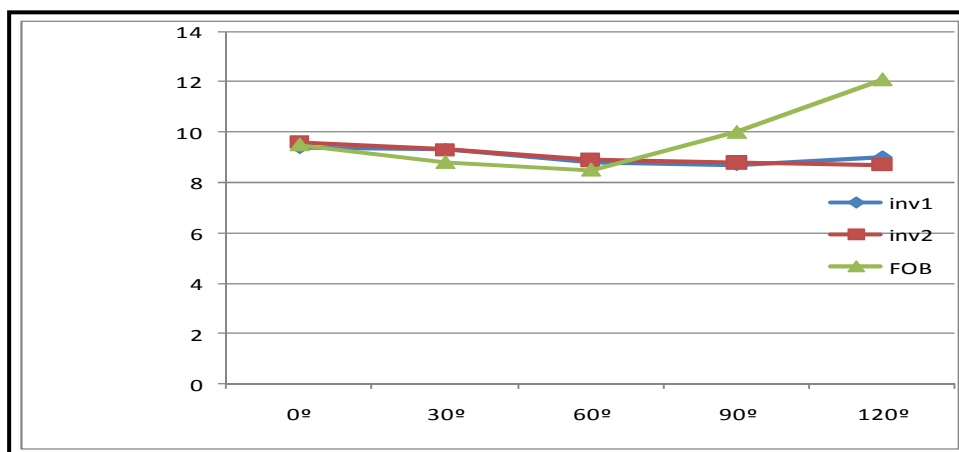
Gráfico 11: Distâncias médias (cm) registadas pelos investigadores e FOB relativamente a **M1** nas diferentes amplitudes de teste no plano da Frontal



Em M1 do plano frontal, existe uma discrepância acentuada entre os valores do FOB e os valores dos investigadores. O FOB apresenta valores inferiores, especialmente

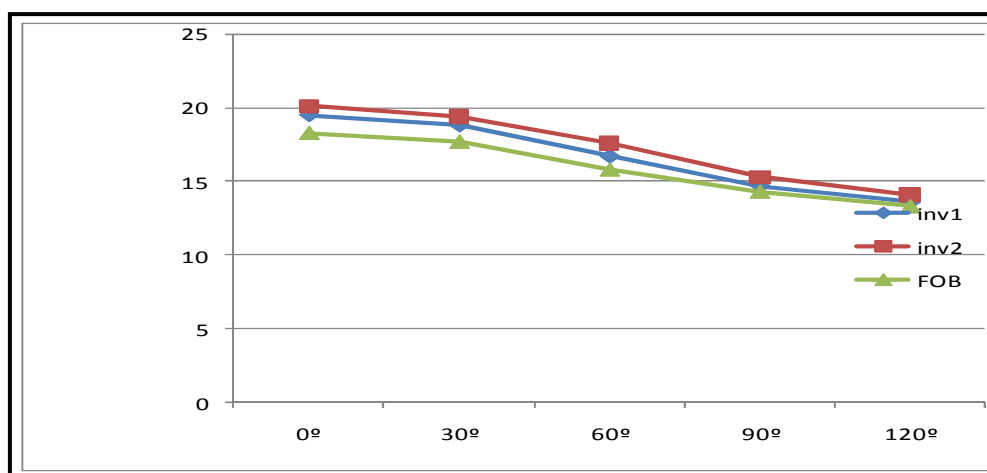
dos 30° aos 90°, sendo que os valores entre investigadores não reportam qualquer discrepância.

Gráfico 12: Distâncias médias (cm) registadas pelos investigadores e FOB relativamente a **M2** nas diferentes amplitudes de teste no plano da Frontal.



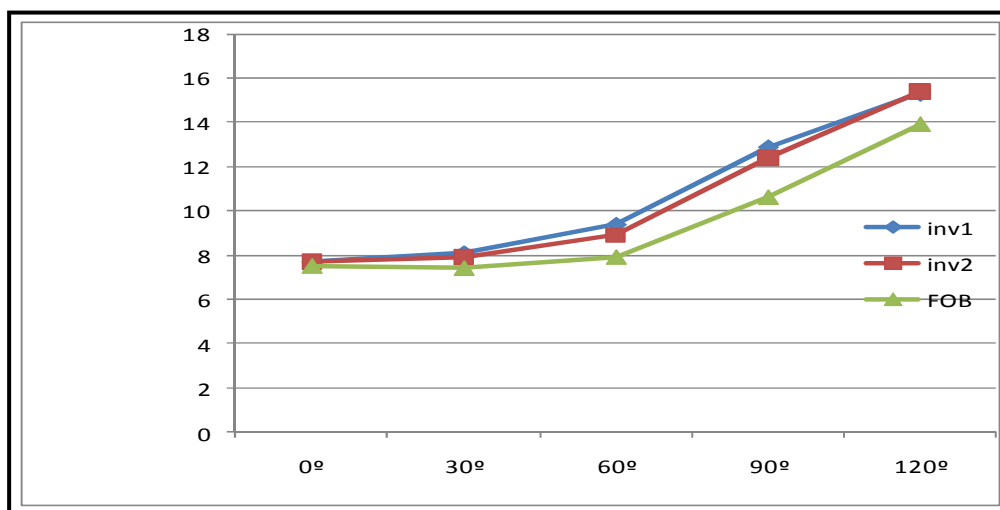
Em M2, os valores do FOB são semelhantes aos dos investigadores até aos 60°, e a partir daí os valores do FOB aumentam quando comparados com os dos investigadores. Já os investigadores apresentam valores médios sobreponíveis ao longo da amplitude de movimento.

Gráfico 13: Distâncias médias (cm) registadas pelos investigadores e FOB relativamente a **M3** nas diferentes amplitudes de teste no plano da Frontal.



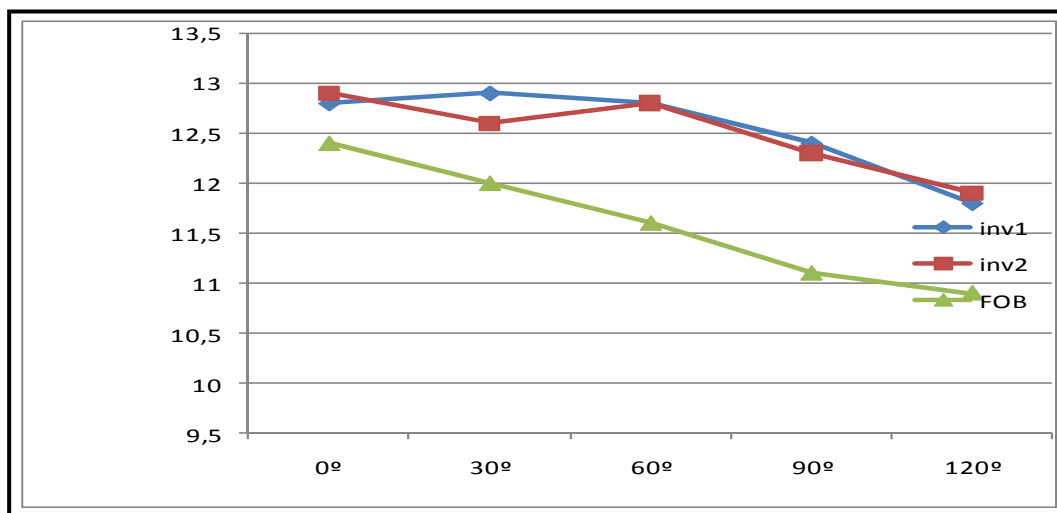
Em M3 os valores médios do FOB são ligeiramente inferiores aos dos investigadores, já estes demonstram valores médios muito semelhantes. Dos investigadores é o 1 que tem valores que mais se aproxima do FOB.

Gráfico 14: Distâncias médias (cm) registadas pelos investigadores e FOB relativamente a **M4** nas diferentes amplitudes de teste no plano da Frontal.



Em M4 os valores do FOB são inferiores aos dos investigadores, especialmente a partir dos 30°. Os valores dos investigadores são muito semelhantes, por vezes sobreponíveis.

Gráfico 15: Distâncias médias (cm) registadas pelos investigadores e FOB relativamente a **M5** nas diferentes amplitudes de teste no plano da Frontal.



Em M5 os valores do FOB são extremamente discrepantes dos valores dos investigadores. Em todo o arco de movimento os valores do FOB são mais baixos relativamente aos valores dos investigadores. Apesar de uma diferença aos 30° entre valores dos investigadores, nas restantes amplitudes estes aproximam-se.

Através do referido e da análise das tabelas e dos gráficos, podemos constatar que não encontramos valores muito discrepantes entre investigadores, as diferenças encontradas são sempre inferiores a 1cm. Seria expectável que em M4 ocorressem mais discrepância, sendo o AI difícil de palpar durante o movimento de elevação do MS, especialmente quando a amplitude de teste é mais alta. Também as medidas que compreendem a palpação da RE poderiam constituir uma dificuldade acrescida e tornar os resultados mais díspares. O treino de competências e a determinação prévia das estruturas a palpar poderá ter contribuído para a proximidade de valores médios entre investigadores.

Torna-se transversal a todos os planos que em M4 os valores médios aumentam, tanto no FOB como os dos investigadores, à medida que a amplitude aumenta, já em M3 e M5 os mesmos valores tendem a diminuir com o aumento das amplitudes.

No plano sagital é em M4 que as médias mais aproximam, e em M2 que menos se aproximam. No plano da omoplata é em M3 e em M4 que as médias mais se aproximam, e é em M1 e M2 que menos se aproximam. No plano frontal tal como no plano da omoplata, M3 e M4 apresentam valores mais próximos entre FOB e os investigadores, e M1 e M5 apresentam valores médios mais discrepantes. No plano frontal é notória a divergência entre os valores médios de M5 (distância da FE à ACo).

Outra conclusão que podemos apontar é o facto de a diferença entre as médias dos investigadores e do FOB são mais evidentes, na sua maioria, nas amplitudes maiores. Este facto pode ser justificado pela acção muscular necessária para a aquisição da amplitude de teste pretendida, que dificulta a palpação das eminências ósseas.

Para averiguar a dispersão dos dados que se vão comparar obteve-se o CV. Tal como foi referido anteriormente, este valor é interpretado como a variabilidade dos dados em relação à média. Quanto menor o CV mais homogéneo é o conjunto de dados (Pestana & Gageiro, 2008). De acordo com o apêndice D podemos concluir que a nossa amostra apresenta valores com dispersão fraca ( $\leq 15\%$ ) em maior quantidade, do que dispersão média ( $\leq 30\%$ ), ou mesmo elevada ( $> 30\%$ ). Assim assumimos que a nossa amostra não é muito dispersa, não sendo totalmente homogénea (Pestana & Gageiro, 2008). Através das tabelas do apêndice D, podemos observar que é nas medidas do FOB que a dispersão é mais elevada, tendo os investigadores dados com uma dispersão menor. O maior valor do CV encontra-se nas medidas do FOB, aquando das medidas do investigador 2, e apresenta um valor de 43%.

Associado à média vem a medida do erro padrão (EP) também visível no apêndice D. Uma vez que a média aritmética varia em amostras extraídas do mesmo universo, a quantificação da sua variabilidade torna-se importante. Como tal é uma medida de quão representativa a amostra é da população. Este valor de erro quando articulado com média garante um intervalo de confiança de 95% (Pestana & Gageiro, 2008). O EP diminui com o aumento do tamanho da amostra, reflectindo o aumento de precisão da estimativa com o tamanho da amostra. Para o investigador 1 o menor valor do EP foi de 0,13cm (M1 frontal e M5 sagital) e o maior de 0,40cm (M4 sagital). Para o investigador 2 o menor valor encontrado foi de 0,12cm (M1 frontal) e o maior valor foi de 0,42cm (M4 frontal). No que diz respeito ao FOB os valores oscilaram entre 0,15cm (M1 frontal, medido aquando investigador 1) e 0,69cm (M4 omoplata, medido aquando investigador 1). O EP do FOB em nenhum momento passou além do 1cm. Os valores de EP obtidos não parecem ser expressivos tendo em conta o valor das medidas, 1 cm de EP não parece fazer grande diferença em medidas que podem alcançar os 20 cm.

### 8.3- Validade concorrente

Neste subcapítulo será apresentado o resultado da validade concorrente da aplicação da metodologia em estudo. Os dados dos investigadores foram ambos confrontados com os dados do FOB, metodologia já validada (Velhinho & Matias, 2008), no sentido de compreender a coerência entre ambas.

Para aferir o nível de coerência foi usado o método estatístico CCI (3,1) (existem vários CCI, mas o escolhido para o presente estudo foi o CCI (3,1) pelo facto de serem os mesmos investigadores, e únicos, que avaliam a amostra), que é equivalente ao *Alpha de Cronbach*, frequentemente usado nos estudos de fidedignidade, tendo em vista o cálculo do nível de consistência interna dos testes (Pestana & Gageiro, 2008). O CCI é uma estimativa da fracção da variabilidade total de medidas devido a variações entre os indivíduos. Idealmente, um estudo epidemiológico deverá, para ser reproduzível, usar procedimentos altamente standardizados e métodos de recolha de dados conhecidos. A variabilidade num estudo pode ser atribuída a diferenças entre os participantes do estudo. O CCI varia de 0 a 1. Quando o CCI é igual a 0 o estudo sendo reproduzível, a medida que nele se estuda não o é (ou seja, há uma grande variabilidade intra-observador mas não há variabilidade inter-observador), quando o CCI é igual a 1, o estudo é reproduzível ao máximo (ou seja, não há variabilidade intra-observador mas há uma grande variabilidade inter-observador).

Os resultados desta análise serão enquadrados em classificações utilizadas por vários autores. *Peterson et al.* (1997) estabeleceram uma relação para os valores encontrados nas correlações, assim determinaram que em valores abaixo de 0,25, a relação era pobre inexistente; entre 0,25 e 0,5 aceitável, entre 0,5 e 0,75 moderada a boa e acima dos 0,75 boa a excelente. Já Borsa et al., 2003 e Gibson et al., 1995 estabeleceram um outro modo de colocar o *cut-point*, abaixo 0,69 a correlação era pobre; entre 0,7 e 0,79 a correlação era moderada, de 0,8 a 0,89 a correlação era boa e acima de 0,9 excelente. Nijs et al. 2007, apresentaram o *cut-point* aos 0,7, considerando-se uma correlação aceitável.

Para facilitar a visualização dos valores do CCI, as células a verde compreendem valores bons a excelentes ( $> 0,75$ ), a laranja valores muito próximos de bom (0,7 a 0,74) e a amarelo serão apresentados os valores de correlação moderados/aceitáveis (*Peterson et al.*, 1997) acima de 0,5. Para as comparações seguintes o *cut-point* será de 0,5.

8.3.1- Coeficiente de Correlação Intra-classe do Investigador 1 Vs. *Flock of Birds*

CCI - Inv1 Vs. FOB		0°	30°	60°	90°	120°
M1	Frontal	0,780	0,648	0,410	0,329	0,082
	Omplata	0,768	0,707	0,617	0,490	0,146
	Sagital	0,445	0,480	0,387	0,382	0,310
M2	Frontal	0,859	0,784	0,558	0,503	0,349
	Omplata	0,709	0,706	0,698	0,444	0,356
	Sagital	0,547	0,491	0,215	0,440	0,427
M3	Frontal	0,874	0,939	0,919	0,865	0,834
	Omplata	0,914	0,646	0,905	0,929	0,872
	Sagital	0,902	0,803	0,746	0,833	0,823
M4	Frontal	0,418	0,470	0,453	0,160	0,006
	Omplata	0,629	0,616	0,685	0,200	Valor negativo
	Sagital	0,624	0,619	0,611	0,381	0,073
M5	Frontal	0,763	0,590	0,542	0,538	0,551
	Omplata	0,717	0,625	0,635	0,558	0,487
	Sagital	0,700	0,694	0,580	0,351	0,562

Tabela 24: CCI entre Investigador 1 e FOB.

Gráfico 16: CCI entre investigador 1 e FOB no plano Frontal.

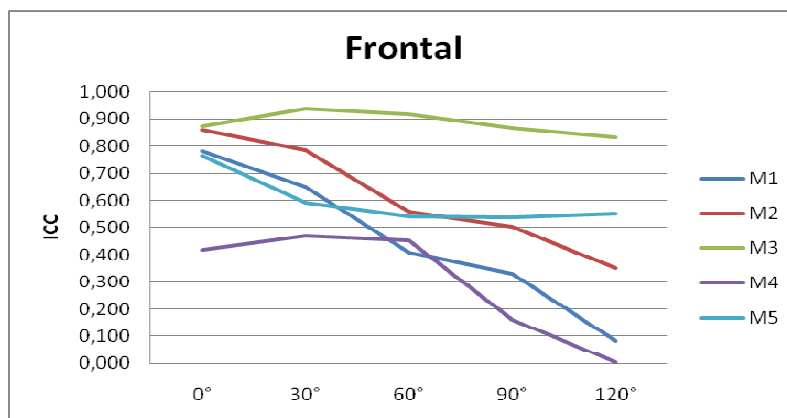


Gráfico 17: CCI entre investigador 1 e FOB no plano da Omplata.

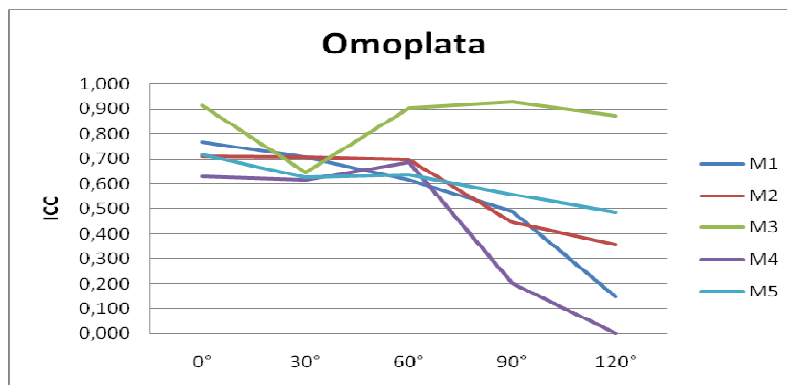
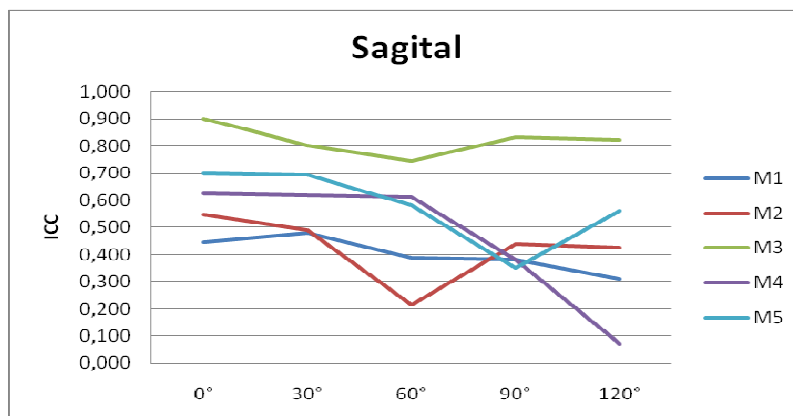


Gráfico 18: CCI entre investigador 1 e FOB no plano Sagital.



Através da análise da tabela 27 podemos de forma grosseira observar que é em M3 que existe uma maior concordância entre os valores do FOB e do Investigador 1 com valores acima dos 0,5. Também é nos 0° que o CCI estão mais próximos dos valores considerados aceitáveis. Podemos observar que há medida que a amplitude aumenta os valores dos CCI vão-se distanciando cada vez mais do *cut-point*. A exceção verifica-se em M3, distância entre a apófise espinhosa de T3 e o AA, este último de fácil palpação independentemente da contracção muscular que é exigida para alcançar as amplitudes de movimento em estudo.

È em M4 que os valores dos CCI são mais baixos, chegando a ser negativos, ou seja, sem qualquer concordância. Ao olhar para os dados detalhadamente verificamos diferenças de 12cm entre o investigador 1 e o FOB, o que explica o CCI encontrado. Através da análise da tabela 27 percebemos que existem 47 células em 75 em concordância com valores que vão de aceitáveis a excelentes. M3 a par de M5 são as medidas com maior concordância entre FOB e Investigador 1. Já M1 e M4 são as medidas com menor consonância. Os 120° são a amplitude com menor conformidade a par dos 90°. O plano frontal em M4 não mostrou qualquer concordância ao longo da amplitude de elevação do MS.

8.3.2- Coeficiente de Correlação Intra-classe do Investigador 2 Vs. *Flock of Birds*

CCI - Inv2 vs. FOB		0°	30°	60°	90°	120°
M1	Frontal	0,839	0,797	0,649	0,129	0,023
	Omoplata	0,832	0,602	0,699	0,262	0,081
	Sagital	0,806	0,750	0,584	0,361	0,106
M2	Frontal	0,836	0,696	0,582	0,341	0,177
	Omoplata	0,803	0,759	0,693	0,481	0,210
	Sagital	0,709	0,647	0,530	0,470	0,441
M3	Frontal	0,945	0,956	0,945	0,909	0,690
	Omoplata	0,958	0,968	0,905	0,890	0,810
	Sagital	0,855	0,940	0,943	0,827	0,769
M4	Frontal	0,816	0,699	0,581	0,040	Valor negativo
	Omoplata	0,611	0,617	0,444	Valor negativo	Valor negativo
	Sagital	0,508	0,631	0,488	0,193	0,076
M5	Frontal	0,730	0,545	0,624	0,569	0,400
	Omoplata	0,754	0,654	0,637	0,703	0,582
	Sagital	0,550	0,641	0,637	0,382	0,442

Tabela 25: CCI entre Investigador 2 e FOB.

À semelhança do ocorrido com o investigador 1, os 0° e os 30° são as medidas em que existe total concordância, tendo em vista valores acima de 0,5 de correlação. Também em M3 os CCI estão em concordância com o *cut-point* ao longo das amplitudes, inclusive nos 120°. É em M4 que os valores de CCI são mais próximos de 0, especialmente nos últimos graus de amplitude. Seria expectável que em M5, houvesse uma maior concordância pela facilidade de identificação das eminências ósseas, especialmente a FE, cujo ponto que não se modifica com o movimento, mas a ACo é extremamente difícil de palpar nos últimos graus, e em especial no plano sagital. Ao analisarmos a tabela 28, observamos que existem 56 em 75 células com concordância aceitável a excelente.

Gráfico 19: CCI entre investigador 2 e FOB no plano Frontal.

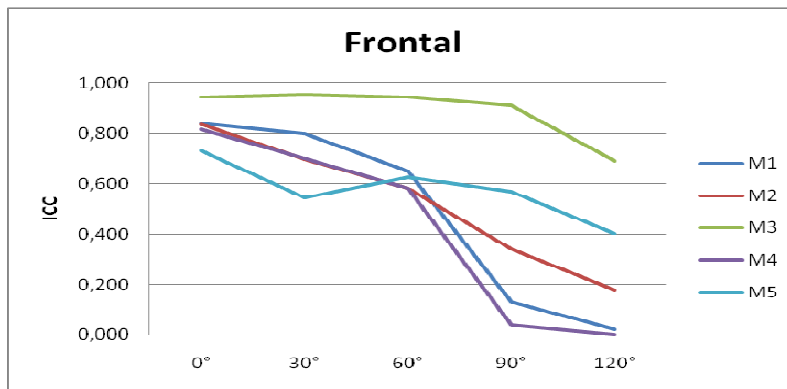


Gráfico 20: CCI entre investigador 2 e FOB no plano da Omoplata.

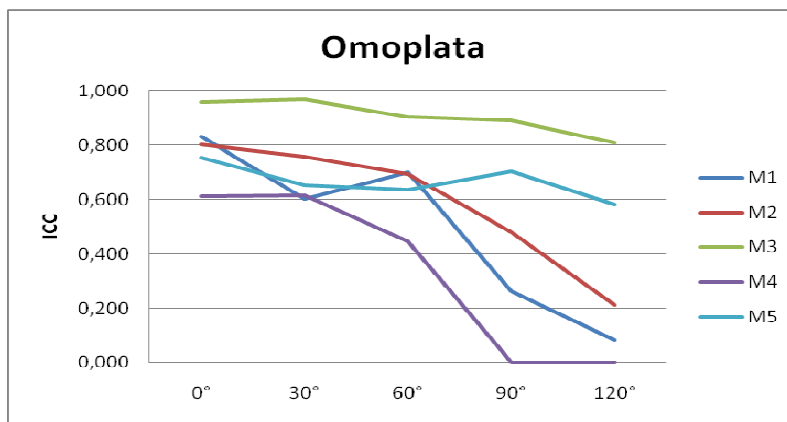
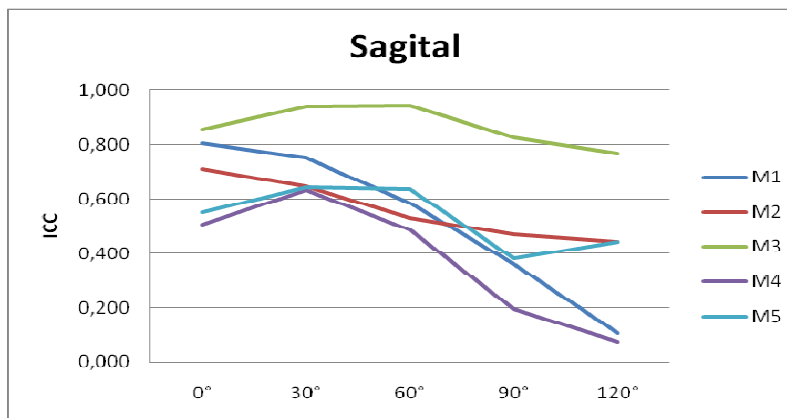


Gráfico 21: CCI entre investigador 2 e FOB no plano Sagital.



## 8.4- Fidedignidade

### 8.4.1- Fidedignidade intra-observador

Para se aferir o grau de semelhança que os dados sugerem através da análise descritiva, o cálculo dos CCI's foi efectuado estando os resultados descritos abaixo. À semelhança do que foi explicado no subcapítulo da validade concorrente o CCI (3,1) foi escolhido para análise da fidedignidade, quer intra-observador, quer inter-observador.

Ao compararmos as repetições para o investigador 1 podemos verificar que existe alguma dispersão dos valores do CCI. As medidas de M1, M2, M4 e M5 são as que demonstram maior concordância ao longo das amplitudes e nos três planos. Não existe um plano que se destaque pela maior ou menor concordância entre repetições. É em M3 que se obtém mais valores abaixo dos 0,5. De 75 células, 70 apontam para valores que variam de aceitáveis a excelentes, o que demonstra um grande nível de concordância entre as recolhas efectuadas em tempo diferente pelo investigador 1.

CCI - Inv1 Rep1 Vs Rep2		0°	30°	60°	90°	120°
M1	Frontal	0,697	0,728	0,537	0,424	0,513
	Omplata	0,707	0,642	0,757	0,677	0,587
	Sagital	0,684	0,642	0,656	0,627	0,655
M2	Frontal	0,824	0,653	0,714	0,595	0,754
	Omplata	0,581	0,697	0,626	0,603	0,748
	Sagital	0,550	0,600	0,326	0,719	0,601
M3	Frontal	0,505	0,834	0,788	0,708	0,532
	Omplata	0,769	0,344	0,808	0,731	0,723
	Sagital	0,845	0,357	0,409	0,794	0,729
M4	Frontal	0,597	0,699	0,703	0,587	0,848
	Omplata	0,567	0,757	0,762	0,672	0,801
	Sagital	0,857	0,721	0,781	0,694	0,637
M5	Frontal	0,850	0,856	0,848	0,718	0,549
	Omplata	0,784	0,851	0,792	0,851	0,752
	Sagital	0,661	0,647	0,803	0,660	0,756

Tabela 26: Intra-observador- CCI do Investigador 1 entre repetições.

Gráfico 22: CCI do Investigador 1 entre repetições no plano Frontal.

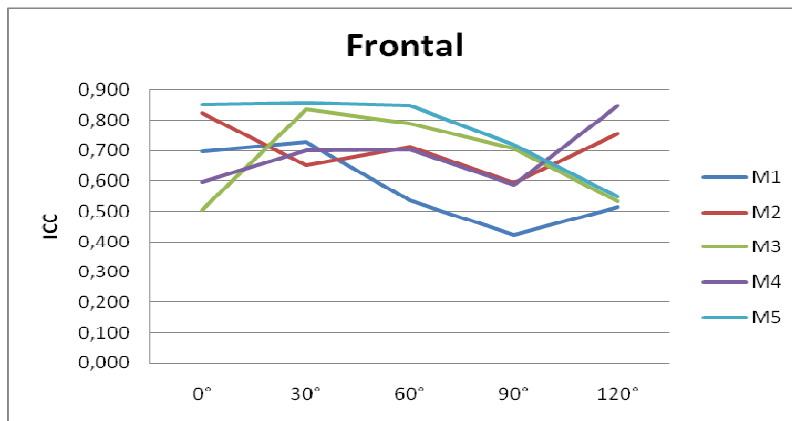


Gráfico 23: CCI do Investigador 1 entre repetições no plano da Omoplata.

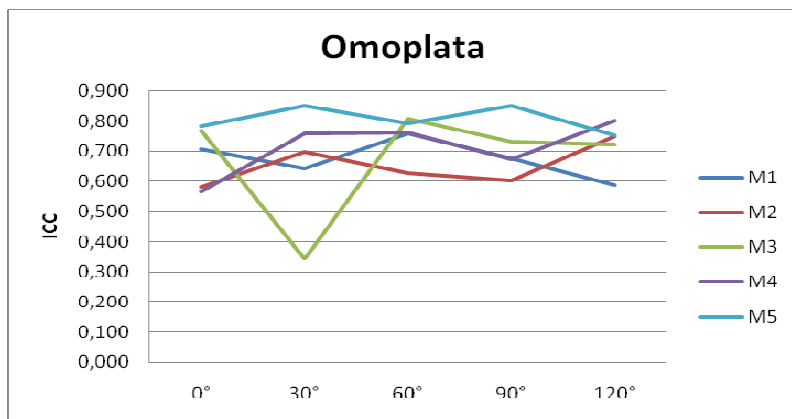
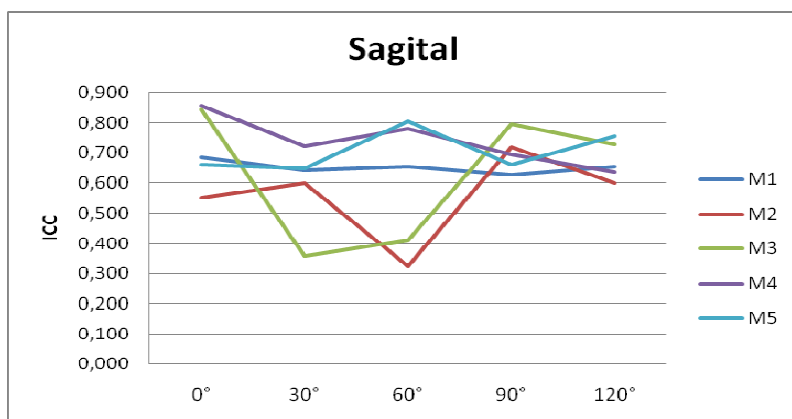


Gráfico 24: CCI do Investigador 1 entre repetições no plano Sagital.



Tal como no investigador 1, também o investigador 2 tem alguma dispersão dos valores aceitáveis. Neste caso é nos 60° e nos 90° que existe maior concordância entre repetições. M3 e M5 são as medidas onde o investigador 2 conseguiu valores mais concordantes entre repetições. M2 e M3 são as medidas onde se encontram total concordância ao longo da amplitude. Não se pode afirmar que exista um plano que sobressaia pela sua maior concordância. Nesta comparação não existem valores de correlação negativos e os valores de CCI mais baixos encontram-se aos 120° em M4 e M5 no plano frontal. Em 75 células, 60 apresentam concordância de aceitável a excelente, o que demonstra resultados muito positivos.

CCI- Inv2 Rep1 vs. Rep2		0°	30°	60°	90°	120°
M1	Frontal	0,696	0,774	0,694	0,516	0,341
	Omoplata	0,743	0,837	0,717	0,491	0,666
	Sagital	0,584	0,596	0,697	0,638	0,502
M2	Frontal	0,759	0,766	0,558	0,565	0,633
	Omoplata	0,534	0,639	0,742	0,529	0,501
	Sagital	0,567	0,552	0,681	0,534	0,601
M3	Frontal	0,851	0,894	0,777	0,706	0,569
	Omoplata	0,764	0,805	0,828	0,648	0,676
	Sagital	0,743	0,867	0,762	0,779	0,707
M4	Frontal	0,849	0,661	0,537	0,628	0,306
	Omoplata	0,467	0,802	0,677	0,604	0,858
	Sagital	0,878	0,767	0,809	0,701	0,844
M5	Frontal	0,764	0,464	0,804	0,730	0,245
	Omoplata	0,846	0,857	0,796	0,633	0,637
	Sagital	0,779	0,831	0,792	0,544	0,791

Tabela 27: Intra-observador- CCI do Investigador 2 entre repetições.

Gráfico 25: CCI do Investigador 2 entre repetições no plano Frontal.

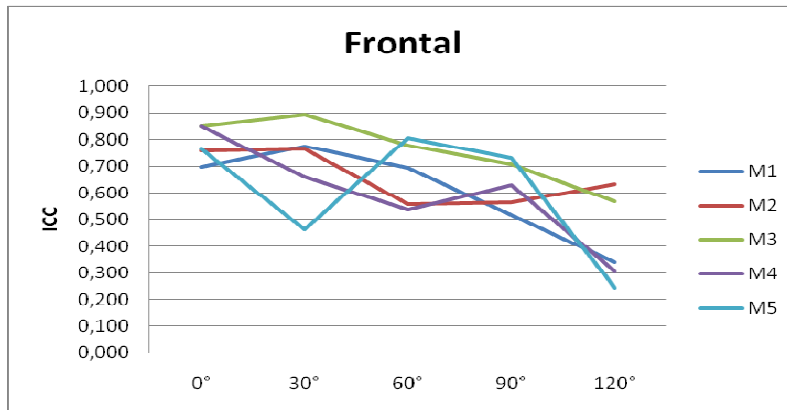


Gráfico 26: CCI do Investigador 2 entre repetições no plano da Omoplata.

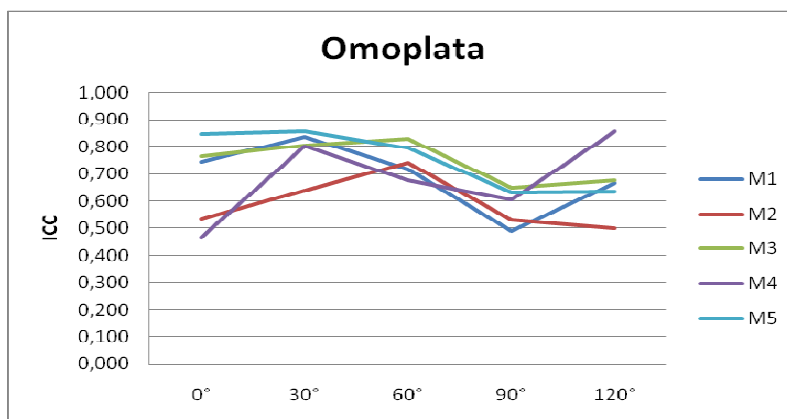
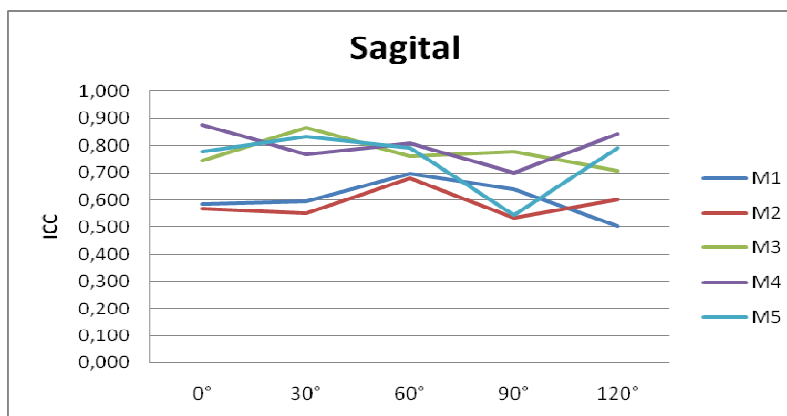


Gráfico 27: CCI do Investigador 2 entre repetições no plano Sagital.



## 8.4.2- Fidedignidade inter-observador

Os resultados do CCI inter-observador estão expostos na tabela 31, é de notar que estes valores foram calculados tendo em conta que não podemos afirmar que existam diferenças significativas entre os momentos de teste e re-teste (Apêndice E).

CCI - Inv1 Vs. Inv2		0°	30°	60°	90°	120°
M1	Frontal	0,921	0,905	0,748	0,749	0,525
	Omoplata	0,813	0,819	0,831	0,817	0,706
	Sagital	0,859	0,908	0,794	0,658	0,667
M2	Frontal	0,927	0,893	0,714	0,768	0,805
	Omoplata	0,807	0,842	0,840	0,797	0,787
	Sagital	0,877	0,890	0,462	0,747	0,845
M3	Frontal	0,829	0,937	0,895	0,888	0,850
	Omoplata	0,965	0,646	0,927	0,921	0,878
	Sagital	0,948	0,796	0,760	0,863	0,865
M4	Frontal	0,905	0,710	0,841	0,841	0,642
	Omoplata	0,834	0,811	0,884	0,817	0,896
	Sagital	0,920	0,947	0,911	0,920	0,906
M5	Frontal	0,974	0,654	0,950	0,793	0,615
	Omoplata	0,944	0,936	0,937	0,900	0,907
	Sagital	0,902	0,968	0,892	0,894	0,859

Tabela 28: Inter-observador- CCI entre Investigador 1 e Investigador 2.

Através da tabela 31, podemos verificar que existe uma grande concordância entre investigadores, apenas 1 em 78 células não demonstram valores aceitáveis segundo *Peterson et al.* (1997). O valor de CCI mais baixo foi de 0,46, e foi encontrado em M2 aos 60° no plano sagital, mesmo assim o valor aproxima-se bastante do valor de 0,5, considerado aceitável. Desta forma, os resultados são muito satisfatórios, a metodologia em estudo apresenta grandes índices de correlação no que toca á comparação das recolhas entre investigadores.

Gráfico 28: CCI inter-investigador no plano Frontal.

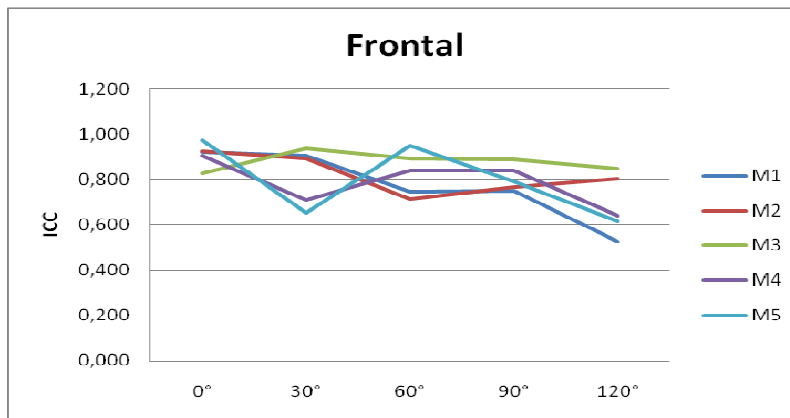


Gráfico 29: CCI inter-investigador no plano da Omoplata.

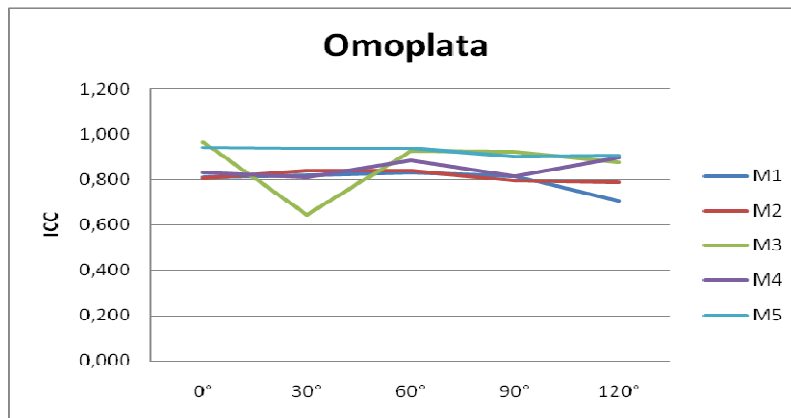
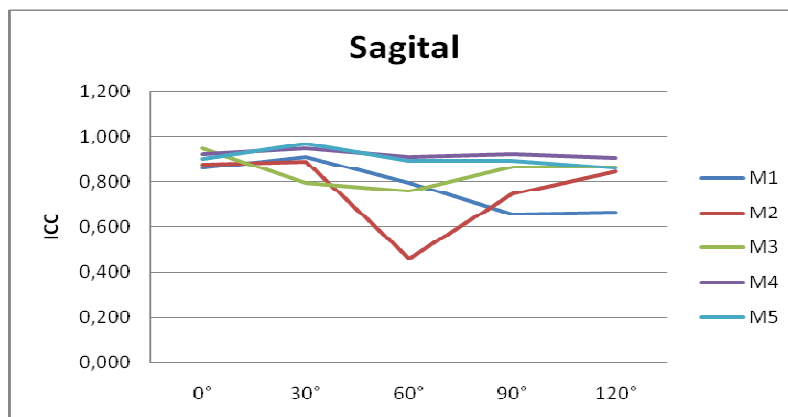


Gráfico 30: CCI inter-investigador no plano Sagital



## 9- DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Neste capítulo serão discutidos os resultados encontrados e já apresentados, e proceder-se-á à contextualização e confronto com a literatura acerca do tema.

### 9.1- Amostra:

A amostra apresenta características que nos podem ajudar a compreender os resultados encontrados.

Relativamente ao número de indivíduos que compõem a amostra (N=20), este encontra-se abaixo do número dos trabalhos dos colegas Velhinho & Matias (2008) e Neves & Matias (2008) apresentando ambos uma amostra de 30 indivíduos. Este número é também inferior a outros estudos quer de validade quer de fidedignidade como o de Peterson et al. (1997) (N=49), Gibson et al. (1995) (N=32), Odom et al. (2001) (N=26). Porém existem estudos com o mesmo interesse que apresentam amostras mais pequenas como o de Sobush et al. (1996) (N=16) e o de McKenna et al. (2004) (N=15). Apesar de valores amostrais diferentes entre estudos, todos eles têm amostras pequenas (N<50) o que pode prender-se com a demora e o treino implícito e subjacente às recolhas.

A amostra em estudo apresenta-se numa faixa etária jovem, tendo em conta o tipo de população que para ela contribuiu. A variabilidade de características antropométricas da amostra não é muito grande, não demonstrando uma dispersão expressiva. Outro factor inerente á amostra é a elevada percentagem de elementos do sexo feminino (80%). Sabemos que o tamanho do tórax influencia o posicionamento da omoplata, e que tóraxes maiores estão relacionados com indivíduos do sexo masculino (Guerreiro & Matias, 2007). Provavelmente os valores médios obtidos serão menores relativamente a outros estudos.

### 9.2 – Considerações à estatística descritiva:

Tendo em conta os dados da estatística descritiva podemos tirar algumas ilações face aos resultados encontrados. De forma geral podemos inferir que quando a amplitude articular de elevação do MS aumenta, maior a discrepância encontrada entre as medidas entre os investigadores e o FOB (ver gráfico 2, 7, 12 e 14). A justificação para tal facto pode assentar no facto de que quanto mais amplitude articular existe mais

músculos actuam e torna-se mais difícil a palpação das eminências ósseas que servem de orientação para a medição dos investigadores. A partir dos 30° de elevação do MS a participação muscular aumenta e o volume muscular é um factor que contribui para o aumento dos valores medidos pelos investigadores. Este facto não é válido para as recolhas com recurso ao FOB, uma vez que este mede a distância mais curta entre dois pontos, sem interacção do tecido muscular.

Através do treino de competências e posteriormente no estudo, tornou-se óbvio para os investigadores a dificuldade da palpação das eminências ósseas com o aumento da amplitude de elevação do MS. Com especial relevância na palpação da AI da omoplata, principalmente em indivíduos com maior volume muscular, e da ACo, quando a elevação se fazia no plano frontal uma vez que a face anterior do ombro não se encontra exposta, tal como acontece noutros planos. Outro factor que contribui para esta dificuldade prende-se com o facto de a ACo ser local de inserção muscular (bicipete braquial) e as fibras anteriores do deltóide estarem colocadas anteriormente à mesma, dificultando a sua palpação (Pina, 1995).

Seria espectável que os valores médios do FOB fossem menores relativamente aos dos investigadores, pelo facto de quando os investigadores medem, existe toda uma superfície de pele e músculo que aumenta de certa forma as medidas. O FOB facilita a distância mais curta entre dois pontos, sem interacção das estruturas ósseas ou musculares. Este facto confirmou-se em quase todas as medidas havendo excepções noutras, como é possível observar nos gráficos expostos na apresentação de resultados. A dispersão do FOB é geralmente superior á dos investigadores. A medição com recurso ao FOB requer o uso do *stylus* para marcação/digitalização das eminências ósseas em estudo. A especificidade e a precisão da medição do *stylus* aumenta as diferenças encontradas entre medições, o que faz aumentar o DP e desta forma o CV. Aquando da medição com a fita métrica (em centímetros) não é relevante um desajuste de milímetros quando esta se coloca sobre as eminências ósseas, o que torna mais uniforme os resultados medidos, bem como o DP e o CV.

### 9.3- Validade concorrente:

Neste subcapítulo será discutida a concordância entre os achados da medição feita com a fita métrica e os achados das medições com recurso ao FOB, este último que serviu como critério de comparação, para cada um dos investigadores.

No presente estudo os resultados da validade mostram que para o investigador 1 nas medidas M1 e M2 apenas houve correlação com valores excelentes ( $> 0,75$ ) a moderados até aos  $30^\circ$  de elevação do MS. A partir dos  $60^\circ$  os valores aproximam-se mais dos aceitáveis, chegando aos  $120^\circ$  sem correlação significativa. Já para M3 todos os valores estão acima dos valores aceitáveis chegando a haver uma grande percentagem de valores excelentes. Em M4 chega a haver correlação negativa para os  $120^\circ$  no plano da omoplata. Esta correlação negativa acontece quando existe um extremo de heterogeneidade dos dados, o que acontece em amplitudes maiores ( $120^\circ$ ) pelas diferenças entre recolhas. Em M5 existem vários resultados positivos ao longo da amplitude, apenas em dois momentos de medição isso não se verifica.

Para o investigador 2, em M1 e M2 à semelhança do investigador 1, existem valores de correlação significativos até aos  $60^\circ$  de elevação do MS. Já para M3 todos os valores mostram excelente a moderada correlação. Em M4 este investigador apresenta resultados menos positivos, chegando a ter valores negativos de correlação aos  $90^\circ$  e  $120^\circ$ . Em M5 os valores de correlação são moderados dos  $0^\circ$  e aos  $120^\circ$  de elevação do MS, sendo que, na última amplitude apenas o plano da omoplata tem resultados aceitáveis. Pelo exposto não conseguimos atribuir aos planos valor significativo que justifique os resultados encontrados. Apesar de tudo, os resultados menos positivos encontrados no plano frontal podem ser justificados pela dificuldade da palpação da RE por acção dos rombóides, trapézio médio e inferior que fazem da omoplata um ponto fixo aos músculos escápulo-umerais.

Já no que diz respeito às amplitudes, estas mostram que quanto maior o grau de elevação do MS menor o grau de correlação entre as medidas dos investigadores e as do FOB. Também é notório que em M4 a concordância entre as medidas dos investigadores e as do FOB apresentam valores muito baixos. Tal facto pode ser justificável pela dificuldade sentida pelos investigadores na palpação do AI da omoplata e da ACo, eminências cuja palpação depende o sucesso da medida de M4 e M5. Torna-se também curioso a concordância existente em M3, cuja medida tem o maior número

de valores acima do *cut-point* considerado excelente (0,75). Este facto prende-se pela insistência aquando do treino de competências na palpação da RE da omoplata, motivada pela dificuldade sentida na sua palpação nos primeiros testes. As eminências ósseas como a RE e o AI são locais de inserção muscular de músculos com funções fundamentais à elevação do MS, faz sentido que a posição dos mesmos possa variar em função da fadiga muscular por exemplo. Durante a medição do presente estudo, os indivíduos tinham que manter a posição durante 30 segundos para cada amplitude e respectivo plano. Outro factor que pode justificar estas diferenças entre medições prende-se com a necessidade de palpar sistematicamente as eminências ósseas medida após medida aquando das medições dos investigadores. Já nas medições do FOB, apesar de haver movimento, e de muitas vezes os sensores se deslocarem pela elasticidade da pele, não há uma alteração significativa da posição dos sensores, desta forma, serão mais prováveis as alterações associadas à nova palpação das eminências ósseas feita pelos investigadores.

Poucos são os estudos comparáveis com o presente tendo em conta a validade. A utilização de aparelhos de medição tridimensional é dispendiosa o que torna esta temática menos desenvolvida. Os estudos conhecidos (Sobush *et al*, 1996; Peterson *et al*, 1997) estabelecem comparações entre medidas em centímetros e radiografias. Esta comparação torna-se um pouco redutora uma vez que analisa de forma bidimensional uma articulação que funciona tridimensionalmente. Para além disso parece haver erros de distorção associados às imagens de RX o que pode induzir aos viés da medição (Peterson *et al*, 1997).

Sobush *et al*. (1996) desenvolveram um estudo onde avaliam a validade concorrente em mulheres jovens e saudáveis, com base em medidas lineares escapulares e radiográficas. Para o estudo da correlação os autores usaram o coeficiente de *Pearson*, que nos dá informação sobre a correlação entre pares de dados, se aumentam ou diminuem na mesma proporção. Neste estudo foi usado um escoliómetro para aferir as distâncias escapulares, este instrumento é constituído por dois ponteiros de metal paralelos e ligados por uma barra transversal. Para a medição os ponteiros são colocados nas eminências ósseas a medir, e assim obtêm-se uma medida que traduz a distância entre as mesmas. Desta forma não é contabilizado o perímetro dos tecidos moles entre as eminências ósseas, à semelhança do que acontece nas medidas com fita métrica. Estes autores obtiveram valores de correlação entre RE e a apófise espinhosa torácica

mais próxima de 0,76 para o lado dominante e 0,69 para o lado não dominante. Esta medida pode ser comparada com a M2 para os 0°, uma vez que o estudo de Sobush et al. (1996) só avaliaram a posição de repouso, em pé com os braços ao longo do corpo. Para M2 nos 0° o presente estudo apresenta valores de CCI de 0,70 (plano da omoplata) e 0,85 (plano frontal) para o investigador 1 e 0,83 (plano frontal), 0,80 (plano da omoplata) e 0,70 (plano frontal) para o investigador 2. Todos os valores encontram-se com resultados excelentes a moderados. Sobush et al. (1996) ainda obtiveram outra distância, medida entre o AI da omoplata e a apófise espinhosa torácica mais próxima. Para esta distância encontrou correlações de 0,78 (lado dominante) e 0,82 (lado não dominante). Podemos estabelecer, para esta distância, comparação com M4 do presente estudo aos 0°, onde para o investigador1 obtiveram-se valores de CCI de 0,41 (abaixo do aceitável), e para o investigador 2 a correlação apenas se mostra satisfatória no plano frontal com CCI de 0,81.

A comparação entre estes estudos exige um certo cuidado. A diferença entre as técnicas usadas, como por exemplo, o escoliómetro e a fita métrica, o instrumento que dá o critério de comparação (radiografia e FOB) bem como o tipo de análise estatística. No estudo de Sobush et al. (2001) usa-se o coeficiente de *Pearson* e no presente estudo se usa-se o CCI (3,1), que traduz a variância entre duas ou mais variáveis, formando inferências acerca das diferenças das variâncias das variáveis (neste caso trata-se dos dois métodos de medição, fita métrica e FOB).

Também Peterson et al. (1997), obtiveram valores de validade comparando uma medida que traduz a posição escapular (distância entre o bordo interno da omoplata e a apófise espinhosa de T3) e radiografias. Neste estudo foi usada uma fita em tecido para efectuar a medida e aferir as distâncias entre as eminências. A análise estatística foi feita através do coeficiente de correlação de *Pearson* (*r*). Ao comparar esta distância com as radiografias o resultado mostrou um coeficiente de correlação de 0,57.

Concluimos assim, que os resultados do presente estudo têm níveis de satisfação moderada para comprovar uma validade do método quando comparado com o critério FOB (para M1 aos 0°, 30°; M2 aos 0°, 30° e 60°; M3 em todas as amplitudes e planos; M4 aos 0° e 30° com excepção do plano frontal; M5 aos 0°, 30°, 60° e 90°). Este facto pode dever-se a vários factores, nomeadamente, à diferença entre a medição com fita métrica que é maximizada pelo volume dos tecidos moles, o que não acontece com a

análise do FOB, que é uma observação directa e linear entre dois pontos. Outro factor pode prender-se com o facto dos sensores se moverem quando o MS se eleva, o que altera os pontos de referência iniciais, pontos esses que também são usados pelos investigadores para aferir as distâncias. A fadiga muscular pode ser também um factor a ter em conta. Outra possível causa a ter em conta é a recolha de dados em momentos diferentes, o que exige diferentes momentos de palpação o que pode induzir erro de medição quando as medições são comparáveis. A posição dos sensores fixos á pele (AC) por tape, tem demonstrado alta sensibilidade á manipulação (Meskers, Saude e Groot, 2007). Esta variável é de difícil controlo pelo que tem que ser tido em conta quando se procede às recolhas. Os mesmos autores concluíram que recolhas feitas com sensores fixos aos AC, apresentam precisão quando comparáveis a recolhas feitas em dois momentos em que os sensores são retirados e repostos.

Velhinho & Matias (2008) avaliaram a validade concorrente recorrendo ao uso de uma metodologia muito semelhante à do presente estudo, mas aferiram amplitudes de teste diferentes. Usaram uma amostra de 30 sujeitos jovens e saudáveis. Concluíram que na posição de repouso (0°) a metodologia de medição à superfície, através de uma fita métrica é uma opção válida na aferição de todas as distâncias medidas, encontrando bons a excelentes concordâncias com o FOB. Na posição de 45° no plano frontal e sagital, a metodologia demonstrou ser válida para todas as medidas à excepção de M2, nas amplitudes de 90° e 135° em ambos os planos, o método demonstrou ser válido na aferição das distâncias M3 e M5 para os dois investigadores. Estes bons resultados encontrados pelos investigadores podem ter por base um intensivo treino de competências, com recurso a Webcam durante as recolhas e que posteriormente usaram para aperfeiçoar o método de identificação das eminências ósseas necessárias para aferir as distâncias. Os melhores resultados de Velhinho & Matias (2008), que aqui se podem relacionar com um treino de competências diferenciado e mais completo, pode sugerir relações como: o treino de competências diminui a probabilidade de subjectividade das eminências ósseas; existência de uma relação proporcional entre o treino/experiência e validade da medição.

#### 9.4- Fidedignidade intra-observador:

No que diz respeito aos resultados dos CCI intra-observador, podemos afirmar que muitos valores se aproximaram do *cut-point* definido como aceitável. M1, M2 e M3 são as medidas onde se encontram resultados sem correlação aceitável. Podemos observar que é aos 60° que existem valores de CCI mais satisfatórios, seguidos pelos 0° e 30°, quando nos aproximamos de graus mais elevados, como 90° e 120° estes valores tendem a baixar relativamente ao *cut-point*. Não podemos isolar um plano como sendo o de melhores resultados de CCI, uma vez que os valores satisfatórios não se expressam em nenhum plano em particular, parecendo assim que o grau de correlação se relaciona mais com a amplitude de elevação do MS ou até mesmo com a medida em avaliação. À excepção de M3 onde existe menos concordância aos 30° e 60° especialmente no plano sagital.

Não conseguimos encontrar estudos que com a mesma metodologia meçam as posições e os planos que o presente estudo mede. De qualquer forma podemos estabelecer algumas comparações tecendo considerações com outros estudos que avaliam a fidedignidade intra-observador. Todos os estudos para comparação são estudos realizados com sujeitos assintomáticos. DiVeta et al. (1990) com uma amostra de 60 indivíduos e medindo a protração da omoplata de uma forma bidimensional, encontrou valores de CCI bastante satisfatórios, de 0,94, optando pela utilização de ICC 1,1 (*one way random measures*). Este autor avaliava a protração, medindo a distância da Apófise espinhosa de T3 até ao AA na posição de repouso, medida que se assemelha ao M3 do presente estudo, no qual encontramos CCI acima do *cut-point* no plano da omoplata (CCI=0,76) e plano sagital (CCI=0,84) para o investigador 1 e CCI=0,85 no plano frontal e CCI=0,76 no plano da omoplata para o investigador 2.

Também Gibson et al. (1995) avaliaram a distância da apófise espinhosa de T3 até ao AA com o MS em posição neutra, tal como DiVeta et al. (1990), encontraram valores de CCI de 0,93 para o lado dominante e de 0,94 para o lado não dominante, com um EP de 0,6cm. No presente estudo os valores de EP para M3 aos 0° variaram entre 0,29cm para o investigador 2 (planos da omoplata e sagital) e os 0,37cm para o investigador 1 (plano frontal). Os valores dos CCI para comparação com o estudo de Gibson et al. (1995) estão apresentados acima quando se faz a comparação com o estudo de DiVeta et al. (1990). Apesar de um EP menor, o presente estudo não

conseguiu CCI tão elevados como os dos estudos já apresentados. É de notar as diferentes metodologias e o seu rigor.

Odom et al. (2001), avaliaram a fidedignidade intra-observador em 26 sujeitos, usando CCI 1,1, ao medirem as 3 posições que Kibler (1998) instituiu, e encontrou CCI de 0,75 com um intervalo de confiança de 95%, e um EP de 0,6cm para a posição Kibler 1, CCI de 0,77, com intervalo de confiança de 95%, com EP de 0,6cm para a posição 2 de Kibler, e finalmente CCI de 0,8 com um intervalo de confiança de 95%, com um EP de 0,8cm para a posição 3 de Kibler. Neste estudo foi medida a distância do AI da omoplata até à apófise espinhosa da vértebra torácica mais próxima. Esta medida aproxima-se mais do M4 do presente estudo. Podemos estabelecer comparações entre a posição 1 de Kibler e os 0°, a posição 2 não é comparável pela inexistência de medidas aos 45° e a posição 3 com os 90° (plano sagital). Para estas posições no presente estudo obtiveram-se valores de CCI de 0,87 nos 0° plano sagital com um EP de 0,4cm para o investigador 1 e para o investigador 2 CCI de 0,84 (plano frontal) e 0,87 (plano frontal) e um EP de 0,39cm, nos restantes planos aos 0° não se encontraram valores de correlação acima do *cut-point*. Já nos 90° (plano sagital), a correlação é de 0,69, mais baixa relativamente ao estudo em comparação, com um EP de 0,29cm para o investigador 1 e um CCI de 0,70 com um EP de 0,32cm para o investigador 2.

Peterson et al. (1997) avaliaram a protração da omoplata medindo a distância entre o bordo interno da omoplata e a apófise espinhosa de T3, em 49 sujeitos assintomáticos. Os seus resultados foram bastante satisfatórios, apresentando CCI de 0,94 para o lado esquerdo. Para o efeito usaram o CCI 2,1 (*two-way single measures*).

Para além dos estudos das medidas lineares da omoplata, outros estudos existem que têm como objectivo simultâneo a medida linear e angular da omoplata (Lewis & Valentine, 2008). Importa para este estudo comparar as medidas lineares que os autores encontraram no seu estudo. À semelhança de M3, Lewis e Valentine (2008) avaliaram a distância linear do AA à apófise espinhosa de T3, na posição de repouso do MS, para estas distâncias encontraram valores de CCI 0,98 para o lado esquerdo e de 0,94 para o lado direito, com um EP de 0,6cm e 1cm respectivamente, com um garantindo um intervalo de confiança de 95%. Para esta análise usaram o CCI 2,3, geralmente usado para generalizar os resultados de estudos de fidedignidade de um determinado método de medição para clínicos treinados (Lewis & Valentine, 2008). Podemos comparar estes

resultados com os 0° de M3 do presente estudo, onde se encontraram valores de CCI de 0,76 (plano da omoplata) e 0,84 (plano frontal) com um EP de 0,37cm e 0,33cm respectivamente para o investigador 1. Para o investigador 2 o CCI encontrado foi de 0,85 (plano frontal), e 0,76 (plano da omoplata) com um EP de 0,29cm e 0,31cm respectivamente. Os planos que não constam não obtiveram valores acima do *cut-point* estabelecido. Também neste estudo os autores estudam as distâncias lineares entre a RE e a apófise espinhosa da vértebra torácica, medida comparável com M1 do presente estudo. Para estas distâncias encontraram valores de CCI de 0,95 para o lado esquerdo e de 0,98 para o lado direito, com um EP de 0,4cm para cada um deles. No presente estudo o M1 nos 0° apresentou um CCI de 0,70 (plano da omoplata) com um EP de 0,17cm para o investigador 1, e de 0,74 (plano da omoplata) com um EP de 0,2cm para o investigador 2. Para além das medidas já citadas, o mesmo estudo averiguou as distâncias entre o AI da omoplata e a apófise da vértebra torácica mais próxima, o equivalente ao M4 do presente estudo. Para esta medida encontraram CCI de 0,88 (lado esquerdo) com um EP de 1cm, e de 0,93 para o (lado direito) com um EP de 0,8cm. Por comparação com os CCI encontrados nas outras medidas (M1 e M3) podemos verificar que os valores encontrados para a distância equivalente ao M4 do presente estudo é menor, este facto pode dever-se à dificuldade na palpação do AI da omoplata, dificuldade também detectada no estudo em apresentação.

A técnica usada pelos autores (Lewis & Valentine, 2008) pode influenciar os bons resultados encontrados pelos mesmos. Neste estudo o investigador realiza as duas medições com um intervalo de meia hora entre cada, e cada ponto de referência para as medidas é marcado por uma fita adesiva, que pode eventualmente deixar marcas que mesmo passada meia hora não desaparece totalmente. No presente estudo o espaço de tempo entre a primeira e segunda recolha, em alguns casos foi de 2 semanas. A proximidade entre as recolhas pode auxiliar na memória dos pontos a marcar e evitar o erro associado à medida. De qualquer forma os valores de EP do presente estudo são melhores relativamente ao estudo de Lewis & Valentine (2008)

Nos restantes estudos (Peterson *et al*, 1997; Odom *et al*, 2001; Diveta *et al*, 1998; Gibson *et al*, 1995) não é assumido um intervalo de tempo entre cada medida para cada investigador.

Apesar da metodologia dos estudos não ser comparável, estes assentam nos mesmos pressupostos da avaliação da posição da omoplata através da medição das distâncias da omoplata à coluna, e no pressuposto da validade da palpação já provada num estudo de Lewis *e colaboradores* (2002).

Os métodos estatísticos aqui apresentados não são uniformes, sendo que nenhum dos estudos apresentados usou o CCI 3,1 (*two-way mixed single measures*). A escolha recai neste modelo, uma vez que, neste estudo os investigadores pretendem estabelecer a fidedignidade da medição para uma colheita de dados específica (a colheita em estudo) sem intenção de extrapolar os resultados (Portney & Watkins, 2000; cit. por Lewis & Valentine, 2008).

### **9.5- Fidedignidade inter-observador:**

À semelhança do subcapítulo anterior, o estudo de Gibson et al. (1995), avaliou a fidedignidade inter-observador na posição de teste de DiVeta (1990), na mesma população para o qual avaliou a fidedignidade intra-observador, e chegaram a resultados de CCI de 0,91 (lado dominante) e de 0,92 (lado não dominante), com um EP de 0,7cm. Tal como já demonstramos esta medida é comparável a M3 do presente estudo, onde encontraram CCI de 0,82 (plano frontal), 0,96 (plano da omoplata) e 0,94 (plano sagital) nos 0°, com um EP associado de 0,29cm a 0,37cm (variando nos planos). Para as 3 posições de teste de Kibler, Gibson et al. (1995) encontraram valores de CCI de 0,67 (lado dominante) e 0,69 (lado não dominante), EP de 0,10cm para a posição 1 de Kibler. Na posição 2 os valores de CCI são de 0,52 (lado dominante) e 0,53 (lado não dominante), com EP de 0,12cm, e na posição 3 CCI de 0,28 (lado dominante) e 0,18 (lado não dominante), EP de 0,17cm. Estas medidas são comparáveis com o M4 do presente estudo, onde se encontraram valores de CCI de 0,9 (plano frontal), 0,83 (plano da omoplata) e 0,92 (plano sagital) para os 0°, equivalente à posição 1 de Kibler. A posição 2 não é comparável com o estudo presente. Já a posição 3 pode comparar-se com o M4 dos 90° no plano sagital, com um CCI de 0,92 e EP de 0,30cm. Para o cálculo destes valores os autores usaram o CCI 2,1 (*two-way single measures*). Ao compararmos os valores do presente estudo com os valores do estudo de Gibson et al. (1995) podemos constatar que os valores de CCI e EP são mais satisfatórios no presente estudo, principalmente para as medidas equivalentes às de Kibler, já na medida equivalente à de DiVeta, os valores aproximam-se.

Odom et al. (2001), estudaram também a fidedignidade inter-observador nas 3 posições de teste de Kibler, numa população assintomática constituída por 26 elementos. Para o efeito recorreram ao CCI 1,1 (*one way random measures*). Os autores obtiveram valores de CCI de 0,67, e com um intervalo de confiança de 95% este valor variava entre 0,25 e 0,85, associado a um EP de 0,8cm para a posição 1 de Kibler. Como já foi visto esta medida é comparável ao M4 do presente estudo, na posição de 0°, para a qual os valores estão apresentados no parágrafo anterior, apresentando o presente estudo valores mais satisfatórios de CCI. Já na posição 2 de Kibler os autores obtiveram valores de CCI 0,43, e com um intervalo de confiança de 95% os valores variavam entre 0,29 e 0,75, com um EP de 0,11cm, esta medida não tem correspondência com nenhuma do presente estudo. Na posição 3 de Kibler, os autores obtiveram valores de CCI de 0,74, e com um intervalo de confiança de 95% estes valores variavam entre 0,41 e 0,88, com um EP de 0,8cm. Quando comparado com os valores do presente estudo de M4 aos 90° no plano sagital, o valor de CCI do presente estudo é mais satisfatório (0,91) apresentando um intervalo de confiança de 95%. Já o EP é maior no presente estudo relativamente ao estudo de Odom et al. (2001), o que traduz uma margem de erro maior no primeiro.

Também McKenna et al. (2004), estudaram a fidedignidade inter-observador, avaliando a posição da omoplata nas 3 posições de Kibler, em 15 sujeitos assintomáticos. Para o efeito usaram o CCI 2,1. Estes autores encontraram CCI de 0,65 (lado dominante) e de 0,74 (lado não dominante) com um EP de 0,6cm para a posição 1 de Kibler. Os valores no presente estudo (M4, 0°) são mais satisfatórios no que toca à sua correlação. Para a posição 2 de Kibler o CCI foi de 0,79 (lado dominante) e 0,82 (lado não dominante) com um EP de 0,06cm. Já para a posição 3 de Kibler o CCI encontrado foi de 0,48 (lado dominante) e 0,20 (lado não dominante), com um EP de 0,12cm. Estes valores encontram-se bastante afastados do *cut-point* estabelecido para o presente estudo, especialmente na posição 3 de Kibler. Este factor pode vir a reforçar a dificuldade encontrada na palpação do AI da omoplata em amplitudes maiores, já constatada pela experiência dos investigadores do presente estudo. Para a posição 3 de Kibler que corresponde ao M4, 90°, plano sagital, os valores do presente estudo mostram-se bastante mais satisfatórios com CCI excelentes a moderados.

Pelos exemplos dos estudos aqui apresentados podemos concluir que no que toca a fidedignidade inter-observador, o presente estudo obteve melhores resultados de

correlação, o que pode ter por base a uniformização e estandardização da palpação e o treino de competências que antecedeu o estudo, e que foi extenso no tempo. Outro factor que pode favorecer os bons resultados encontrados pelos autores do presente estudo, prende-se com a proximidade entre as medidas dos investigadores. O investigador 1 media primeiro sob o olhar atento do investigador 2, que poderia em alguns casos sugerir alterações à marcação de pontos se assim o considera-se, e o mesmo procedimento repetia-se para o investigador 2 enquanto o investigador assistia. Esta metodologia adoptada pode ter sido importante para os resultados obtidos na fidedignidade inter-observador. É de notar que no estudo de Odom et al. (2001) os investigadores apenas tinham uma sessão para aprendizagem e treino do procedimento de medida, do correcto posicionamento do sujeito durante as 3 medidas, e da palpação das eminências ósseas (AI da omoplata, apófise espinhosas torácicas).

Para M1, M2, M3 e M5 não se encontraram estudos passíveis de serem comparados, para este subcapítulo. Apenas em M2, 60° plano sagital é visível um resultado abaixo dos 0,5, mas com uma proximidade notável do mesmo. Todos os resultados vêm reforçar a fidedignidade inter-observador da metodologia em questão.

## 9.6 -Aplicabilidade na prática clínica:

Foram demonstradas alterações da cinemática do CAO aquando da presença de disfunções do mesmo, apesar de pouco consenso relativamente à etiologia das DCAO é sabido que estas contêm determinadas características, tais como, diminuição da rotação superior, diminuição da báscula posterior e aumento da rotação interna (Ludewig & Cook, 2000). Estes factores (rotações e báscula) intensificam a necessidade do estudo destas componentes da omoplata quando se pretende a análise clínica do REU.

Para além do exposto está provado que alterações da posição da omoplata implicam alterações da orientação da mesma. Alterações das rotações da omoplata, concludentemente, estão associadas a variações das distâncias de determinados pontos da omoplata à coluna. De uma forma mais prática torna-se lógico que a efectividade da Fisioterapia no tratamento das DCAO pode passar pela compreensão da cinemática do CAO, e por sua vez na capacidade de detectar de forma clinicamente viável as alterações da posição da omoplata (Borsa *et al*, 2003).

Do ponto de vista biomecânico, durante a rotação superior da omoplata, o seu AI desloca-se externamente (Michener *et al*, 2003), o que leva a ponderar que a distância entre o AI e a coluna (medida traduzida por M2) pode funcionar como indicador desta alteração angular. Também M4 pode funcionar como um bom parâmetro para a avaliação da rotação superior da omoplata, especialmente quando o eixo de rotação se transfere da RE para a articulação AC (Michener *et al*, 2003). No movimento de rotação externa da omoplata, em termos biomecânicos, encontramos um deslocamento posterior do seu bordo interno (Michener *et al*, 2003). As distâncias que melhor representam estas medidas angulares são M1 e M2. Borstad (2006) desenvolveu o *Scapula index*, já descrito anteriormente, que defendia que um aumento da rotação externa da omoplata estava associada a uma diminuição da distância entre a FE e a ACo e a um aumento da distância entre o AA e a coluna torácica. Segundo esta linha de raciocínio as distâncias M3 e M5 podem, também elas, traduzir a variação angular da rotação externa da omoplata. Já na báscula posterior da omoplata, dá-se um deslocamento anterior do AI (Michener *et al*, 2003), assim como uma deslocação posterior da sua face superior, isto porque o eixo de movimento apresenta uma componente horizontal, atravessando a espinha da omoplata. (Ebaugh *et al*, 2005). Assim qualquer distância entre a face

superior da omoplata e um ponto proximal e fixo do tórax pode reflectir as variações angulares na báscula posterior.

Tendo em conta o exposto, as distâncias que a metodologia do estudo comporta, poderão caracterizar o posicionamento e a orientação da omoplata no espaço, sendo para isso fundamental a comprovação da sua aplicabilidade clínica (validade, fidedignidade e valor preditivo). M3 é a medida que mais validade apresenta para avaliar o posicionamento da omoplata, seguida de M5 e M2. M4 e M1 parecem ser as que menor validade oferecem. Na fidedignidade entre investigadores todas as medidas (de M1 a M5) demonstram valores passíveis de ser aceites, comprovando com isso a aplicabilidade clínica da metodologia entre pares. Na fidedignidade intra-observador foi possível verificar também concordância em todas as medidas, com excepção de uma ou outra comparação que no seu universo não têm dimensão.

Os valores apresentados, no que diz respeito à fidedignidade inter-observador reflectem uma correlação excelente, mostrando que sob este ponto de vista a aplicabilidade clínica da metodologia em estudo. Face a estes resultados e protocolando a palpação das eminências que servem para medir as distâncias, parece óbvio que estas não variam entre investigadores. Já na fidedignidade intra-observador, os resultados mostram que é nos últimos graus de teste (90° e 120°) que o erro é maior e a concordância menor, o que pressupõe que haja um treino de competências maior para estas amplitudes de teste. Existem atenuantes a ter em conta, como a distância entre medições que podem conduzir a alterações no próprio sujeito e às quais os investigadores não têm sensibilidade.

Os valores apresentados, no que diz respeito à validade, expostos na apresentação de resultados, mostram que é nas amplitudes de teste menores (0°, 30° e 60°) que mais correlação existe entre os investigadores e o FOB, este facto verifica-se para todas as medidas nomeadamente M1, M2 e M3, em M4 e M5 esta concordância verifica-se com menos expressão. Para os 30° parece que apenas até a M3 a correlação se mantém satisfatória. Quanto mais se avança em amplitudes de teste menos correlação existe entre os investigadores e o FOB. Desta forma, parece que é na posição de repouso nos planos da omoplata, frontal e sagital, que as distâncias medidas pelos investigadores melhor podem representar os valores angulares da omoplata. Já nos 30°, parece haver uma concordância que se limita nas medidas até M3. Conclui-se assim que nas posições

de repouso podemos contactar as medidas angulares da omoplata (rotação inferior, rotação externa e báscula). Já aos 30° apenas a rotação externa pode ser prevista a partir das distâncias em centímetros. Ao analisarmos a validade podemos afirmar que apenas é mais válida para a posição de repouso como já tinha sido comprovado por outros estudos (Velhinho & Matias, 2008). Para amplitudes mais altas, melhores resultados são necessários encontrar, provavelmente noutros estudos do mesmo carácter, para comprovar esta metodologia como aplicável na prática clínica. È de notar que provavelmente um treino de competências mais acentuado traria melhores resultados à metodologia.

## 10. CONCLUSÃO

Os resultados deste estudo indicam que a metodologia em causa apresenta elevado grau de fidedignidade inter-observador, o que nos leva a crer que na mesma situação os investigadores conseguem obter resultados semelhantes. Já em situações distintas, e no que toca é fidedignidade intra-observador o grau de semelhança não deixando de ser bom, não é tão elevado. Também o EP associado às recolhas dos investigadores não ultrapassou 1,5cm, sendo assim considerado baixo erro associado à medida.

Já para a validade concorrente concluímos que é na posição dos 0°, 30° e 60° que a metodologia de medição à superfície, através da fita métrica, se torna uma opção válida na aferição das distâncias medidas, na medida em que, este método demonstrou ter uma boa a excelente concordância com o método de análise tridimensional (FOB). Nas restantes amplitudes a concordância não obteve resultados tão satisfatórios, que nos permitam inferir a mesma conclusão. M3 foi a medida que mais concordância obteve entre investigadores e FOB ao longo de todas as amplitudes, mostrando-se assim útil na caracterização do posicionamento do AA relativamente ao tórax, podendo vir a ser uma mais-valia na caracterização angular do movimento de rotação externa da omoplata.

Apesar dos resultados aqui apresentados, outros estudos mostraram resultados mais satisfatórios na aplicabilidade desta metodologia (Velhinho & Matias, 2008; Neves & Matias, 2008).

Este estudo e a metodologia a ele inerente, pode apresentar-se como base para conseguir prever a verdadeira orientação da omoplata através das distâncias lineares. Pode tornar-se também possível o uso das medições aqui apresentadas para inferência da posição angular tridimensional da omoplata, através de um modelo de regressão. Esta temática carece de estudo e aprofundamento, mas o interesse para a prática é tal que a torna emergente. Esta metodologia poderá vir a caracterizar o CAO como parâmetro clínico de disfunção, permitindo distinguir indivíduos com e sem disfunção. Apresentando-se como inovadora, esta temática de investigação, pode ser um contributo para o desenvolvimento do conhecimento da avaliação da omoplata, acrescentando mais conhecimento é relação tão estudada, postura e disfunção.

Seria importante a aplicabilidade desta metodologia numa população com DCAO, para se compreender de que forma as características e orientação da omoplata estão directamente ligadas às medidas angulares e à patologia. Também seria importante a aferição de outras características psicométricas (especificidade, sensibilidade e rácios de probabilidade) da metodologia em estudo, para que esta se torne realmente numa ferramenta útil na prática clínica.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

BAGHERI H, SHADMEHR, A., ANSARI N. E SARAFRAZ H. (2008). Intra-rater, inter-rater, sensitivity and specificity of lateral scapular slide test in patients with shoulder impairment. *Journal of sports medicine*, 44

BERKSHIRE, F., BULL, A., AMIS, A. (1998). Accuracy of an electromagnetic measurement device and application to the measurement and description of knee motion. *Proceedings Institute of Mechanical Engineers*, 212

BORSA, P., TIMMONS, M., SAUERS, E., (2003). Scapular-position patterns during humeral elevations in unimpaired shoulders. *Journal of Athletics Training*, 38 (1)

BORSTAD, J. (2006). Resting position variables at the shoulder: evidence to support a posture impairment association. *Physical Therapy*, 84 (4)

CARTUXO, A. & ESPREGUEIRA-MENDES, J., (2009). O Ombro. *Editora LIDEL edições técnicas, 1ª edição* ISBN 978-972-757-594-7

COMEFORD, J. & MOTTRAM, S., (2001). Funcional stability retraining: principles and strategies for managing mechanical dysfunction, *Manual Therapy* 6 (1), 3-14.

CULHAM, E. & PEAT, M. (1993). Functional Anatomy of the Shoulder Complex. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 18 (1)

CUNHA- MIRANDA, L., CARINIDE, F., LOPES; M. (2010). Prevalence of rheumatic occupational diseases – proud study. *Acta reumatológica portuguesa*, 35

DEPALMA, J. & JOHNSON, E. (2003). Detecting and Treating Shoulder Impingement Syndrome: the role of scapulothoracic dyskinesis. *The Psysician and Sportsmedicine*, 31 (7)

DIVETA, J., WALTER, M.L., SKIBINSKI, B. (1990). Relationship between performance of selected scapular muscles and scapular abduction in standing subjects. *Physical Therapy*, (70)

EBAUGH, D., MC CLURE, P. & KARDUNA, A. (2005). Three-dimensional scapulothoracic motion during active and passive arm elevation. *Clinical Biomechanics*, 20, (700-709)

ENDO, K., ITAKA, T., KATOH, S., TAKETA, Y. (2001). Radiographic assessment of scapular rotation tilt in chronic shoulder impingement syndrome. *J. Shoulder Science* 6 (1)

FORTIN, M. (2000). O processo de investigação – da concepção á realização, Lusociência

GIBSON, M., GOEBEL, G., JORDAN, T., KEGENERIS, S., WORREL, T. (1995). A reliability study of measurement techniques to determine static scapular position. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 21 (2)

GREENFIELD B., CATLIN, P., BOWEN, M., RYAN, J., SCHANEVILLE, K., SHEIDER. J. (1997). Scapular position in symptomatic and asymptomatic subjects. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 25 (79-85).

GUERREIRO, M. & MATIAS, R. (2007). Análise tridimensional da posição da omoplata em indivíduos assintomáticos. *Revista Portuguesa de Fisioterapia no Desporto*, 1 (1)

HOST, H. (1995). Scapular taping in the treatment of anterior shoulder impingement. *Physical Therapy*, 75: 803-12

HIGGINS, P. & STRAUB, A. (2006). Understanding the error of our ways: Mapping the concepts of validity and reliability. *Nursing Outlook*,

JOHNSON, G.; STUART, P., MITCHELL, S., (1993). A method for measurement of three dimensional scapular movement. *Clin. Biomech.* 269-273

KAPANJI, A. (2000). The physiology of the joints. *Churchil Livingstone*

KARDUNA, A., MCCLURE, P. E MICHENER (2000). Scapular kinematics: effects of altering the Euler angle sequence of rotations. *Journal of Biomechanics* 33

KARDUNA, A., McCLURE, P., MICHENER, L. SENNETT, B. (2001). Dynamic measurements of three-dimensional scapular kinematics: a validation study. *Journal of Biomechanics Engineering*, 123

KARDUNA, A., KERNER, P., LAZARUS, M. (2005). Contact forces in the sub-acromial space: Effects of scapular orientation. *Journal Shoulder and Elbow Surgery*, 14 (4)

KEBAETSE, M., McCLURE, P., PRATT, N. (1999). Thoracic position effect on shoulder range of motion, strength, and three-dimensional scapular kinematics. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 80

KIDRANTENKO, V. (2001). A comparison of the accuracy of an electromagnetic and a hibryd ultrasound-inertia position tracking system. *Presence*, 10, 6

KIDRANTENKO, V. & BENNETT, A. (2000). Evaluation of rotation correction techniques for electromagnetic position tracking system. *In. Proc. Springer computer science series*, 13-22

KIBLER, B. (1991). The role of the scapula in the overhead throwing motion. *Comtemp. Orthop.* (22)

KIBLER, B. (1998). The role of the scapula in athletic shoulder function. *American Journal of Sports Medicine*, 26 (2)

KIBLER, B., TIM, L., MADDUX, W. (2002). Qualitative clinical evaluation of scapular dysfunction: a reliability study. *Journal Shoulder and Elbow Surgery*, 11 (6)

KIBLER, W. & MCMULLEN, J. (2003). Scapular Dyskinesis and Its Relation to Shoulder Pain. *JAm Acad Orthop Surg*, 11: 142-151.

KIBLER, B. (2006). Scapular Dysfunction. *Human Kinetics*, 11

KOSLOW, P., PROSSER, L., STRONEY, G., SUCHECKI, S., MALTTINGLY, G: (2003). Specificity of the lateral slide test in asymptomatic competitive athletes. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 33 (6)

LEWIS, J, GRENN, A., REICHARD, Z., WRIGHT, C., (2002). Scapular position: the validity of skin surface palpation. *Manual Therapy*, 7 (1)

LEWIS & VALENTINE (2008). Intraobserver Reliability of angular and linear measurement of scapular position in subjects with and without symptoms. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 89, 1795-1802

LIN, J., HANTEN, W., OLSON, S. et al (2006). Shoulder dysfunction assessment: self-report and impaired scapular movements. *Physical Therapy*, 86 (8)

LUDEWIG, P., HASSET, D., LAPRADE, R., CAMARGO, P., BRAMAN; J. (2010). Comparison of scapular local coordinate systems. *Clinical Biomechanics*

LUDEWIG, P., PHADKE, V., BRAMAN; J. et al. (2009). Motion of the shoulder complex during multiplanar humeral elevation. *Journal Bone & Joint Surgery* 91 (2)

LUDEWIG, P. & REYNOLDS, J. (2009). The associations of scapular kinematics and glenohumeral joint pathologies. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 39 (2)

LUKASIEWICZ, A., MCCLURE, P., MICHENER, L., PRATT, N., SENNETT, B. (1999). Comparison of 3-dimensional scapular positions and orientation between subjects with and without shoulder impingement. *J. Orthop. Sports Physical Therapy*, 29 (10)

MAROCO, J. (2010). Análise estatística com o PASW Statistic. Report Number, análise e gestão de informação LTDA.

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*, ISSN 1646-0634, 3 (1) 15-30.

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. *EssFisionline*. 2 (4) 3-23.

MCGRAW, K. & WONG, S. (1996) Forming inferences about some intraclass correlation coefficients. *Psychological Methods*, vol.1 n°1

MCKENNA, L., CUNNINGHAM, L., STRAKER, L. (2004). Inter-tester reliability of scapular position in junior elite swimmers. *Physical Therapy*, 5

MESKERS, C., VAN DER HELM, F., ROZENDAAL, L. E ROZING, P. (1998) In vivo estimation of the glenohumeral joint rotation center from scapular bony landmarks by linear regression. *Journal of Biomechanics*, 31, 93-96

MESKERS, C., VAN DE SANDE, M., GROOT, J. (2007). Comparison between tripod and skin-fixed recording of scapula motion. *Journal of biomechanics* 40 (941-946)

MEYER, K., SAETHER, E., SOINEY, E., SHEBECK, M., PADDOCK, K., LUDEWIG, P. (2008). Three-dimensional scapular kinematics during the throwing motion. *Journal of Applied Biomechanics*, 24

MICHENER, L., MCCLURE, P., KARDUNA, A. (2003). Anatomical and biomechanical mechanisms of sub-acromial impingement syndrome. *Clinical Biomechanics*, 18

MICHENNER, L., WALSWORTH, M., BURNET, E. (2004). Effectiveness of rehabilitation for the patients with sub-acromial impingement syndrome: a systematic review. *Journal of hand therapist*, 17

MOTTRAM, S. (1997). Dynamic stability of the scapula. *Manual therapy*, 3 (2)

MUELLER, M. J.; MALUF, K. S. (2002). Tissue Adaptation to Physical Stress : A Proposed “Physical Stress Theory » to Guide Physical Therapist Practice, Education and Research. *Physical Therapy*, 82 (4)

NEVES, C. & MATIAS, R. (2008). Contributo para o desenvolvimento de uma Metodologia de Avaliação da posição da omoplata: Fidedignidade intra e inter-observador. Projecto de investigação III, Escola Superior de Saúde de Setúbal

NIJS, J. ROUSSEL, N., VERMEULEN, K., SOUVENEYRS, G. (2005). Scapular position in patients with shoulder pain: a study examining the reliability and clinical importance of 3 clinical tests. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 86

NIJS, J., ROUSSEL, N., STRUYF, F., MOTTRAM, S., MEEUSEN, R. (2007). Clinical assessment of scapular position in patients with shoulder pain: state of the art. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 30 (1)

ODOM, C., TAYLOR, A., HURD, C., DENEGAR, C. (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)

PASCOAL, G.; VAN DER HELM, F.; CORREIA, P., CARITA, I. (2000) Effects of different arm external loads on the scapulo-humeral rhythm. *Clinical Biomechanics*, 15

PEAT, M. (1986). Functional anatomy of the shoulder complex. *Physical Therapy*, 66 (12)

PESTANA, M. H. & GAGEIRO, J. N. (2008). Análise de dados para ciências sociais – a complementaridade do SPSS. Edições Silabo LTDA

PETERSON, D., BLANKENSHIP, K., ROBB, J. *et al.* (1997). Investigation of the Validity and Reliability of Four Objective Techniques for measuring Forward Shoulder Posture. *Journal of Orthopaedics & Sports Physical Therapy*, 25:1

PINA, Esperança (1995) *Anatomia Humana da Locomoção*. 2ª edição Lidel

POLIT, F. & HUNGLER, P. (1985). *Essentials of Nursing Research Methods and applications*. Philadelphia: Lippincott.

ROY, J., MOFFET, H., HEBERT, L., VICENT, G., McFADYEN, B. (2007). The reliability of three-dimensional scapular attitudes in healthy people and people with impingement syndrome. *BMC Musculoskeletal Disorder*, 8:49

SAHRMANN, S. A. (2002). *Diagnosis and Treatment of Movement Impairment Syndromes*. Mosby: Toronto.

SOBUSH, D., SIMONEAI, G., DIETZ, K., LEVENE, J., GROSSMAN, R., SMITH, W. (1996). The Lennie test for measuring scapular position in healthy young adults

females: a reliability and validity study. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 23 (1)

SOLEM-BERTOFT E., THUOMAS K., WESTERBERG C.(1993). The influence of scapular retraction and protraction on the width of the subacromial space. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 296 (99–103)

SOKDIJK, M., NAGELS, J., ROZING, P. (2000). The gleno-umeral joint rotation center in vivo. *Journal of biomechanics*, 33, 12

T' JONCK, L.; LYSSENS, R.; GRASSE, G. (s.d.). Measurements of scapular position and rotation: a reliability study. *Proceedings of the First Conference of the ISG*

VAN DER HELM F. (1994). A finite element musculoskeletal model of the shoulder mechanism. *J. Biomech.* 27(5), 551-570

VAN DER HELM, F. & PRONK, G. (1995). Three dimensional recording and description of motion of the shoulder mechanism. *ASME J. Biomech. Eng.* 117, 27-40

VAN DER HELM F. (1997). A standadized protocol for recordings of the shoulder. *Proceedings of the First Conference of the ISG*

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 de Setúbal

WU, G., VANDERHELM, F., VEEGER, M. *et al.* (2005). ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion- part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, 38

YANG, J., CHANG, C., CHEN, S., LIN, J. (2007), Shoulder Kinematics Features using arm elevation and rotation tests for Classifying patients with frozen shoulder syndrome who respond to physical therapy. *Manual Therapy*, 10.1016

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 (209-215)

[www.ascension-tech.com](http://www.ascension-tech.com)

<http://www.ascension-tech.com/realtime/RTflockofBIRDS.php>

## APÊNDICE A

### Registo de caracterização da amostra:

Número:

Sexo: Feminino

Masculino

Peso: \_\_\_\_\_

Altura: \_\_\_\_\_

Idade: \_\_\_\_\_

Área de residência: \_\_\_\_\_

Profissão: \_\_\_\_\_

Obrigada pela sua colaboração.

## APÊNDICE B

Sujeito nº	Plano	Posição	M1	M2	M3	M4	M5	Repetição
	Frontal	0º						
		30º						
		60º						
		90º						
		120º						
	Omplata	0º						
		30º						
		60º						
		90º						
		120º						
	Sagital	0º						
		30º						
		60º						
		90º						
		120º						

## APÊNDICE 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 no Instituto Politécnico de Setúbal, Escola Superior de Saúde de Setúbal em parceria com a Universidade Nova de Lisboa.

Foram-me explicados os principais objectivos 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 a 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: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

## APÊNDICE D

### **Relatório de treino de competências**

Dia 11 de Maio iniciamos o treino de competências no laboratório onde se encontra o FOB. Iniciamos com a pré-determinação do local exacto onde íamos localizar as eminências ósseas a assinalar. Desta forma pretendemos uniformizar a recolha de modo a diminuir as discrepâncias encontradas nos resultados das medições. De seguida procedemos á medição no esqueleto das distâncias determinadas de M1 a M5. A medição foi feita com um fio sem escala, depois de determinada a distância com os dedos o fio era sobreposto numa régua, essa distância era traduzida para centímetros. Optamos por esta técnica para não haver uma influência de uma medição para a outra. Depois de assinaladas as medidas era então feita a comparação entre as observadoras, de forma a verificar quais as medidas com disparidade maior. Á medida que íamos medindo íamos unificando a metodologia e o erro maior foi de 0,5 centímetros em M2 (pela dificuldade em encontrar um consenso quanto ao local exacto da raiz da espinha da omoplata).

Inerente ao treino de competências das medições está o treino da palpação das eminências a localizar. Neste dia também treinamos a palpação em cada uma de nós visto não termos ainda acesso a elementos externos ao estudo.

Ainda durante este dia iniciamos a programação do FOB no computador, de forma a sistematizar a entrada no programa. Também colocamos os sensores no esqueleto e fizemos correr o programa individualmente. Neste dia gravamos a actividade para se poder proceder á comparação das medidas do FOB de cada uma de nós com as medidas da fita métrica de cada observadora.

No dia 19 de Maio retomamos igualmente o treino de competências, treinando entre observadoras a colocação dos sensores a palpação das eminências ósseas e o programa do FOB. Cada uma individualmente treinou na outra todo o procedimento com o FOB. Mais uma vez treinamos a medição com o fio das distâncias no esqueleto

para podermos comparar as discrepâncias e voltar a rever os locais exactos de medição em cada eminência. Neste dia pudemos ter connosco um terceiro elemento para treinarmos a medição com o fio de M1 a M5, bem como todo o programa com o FOB. Este dia foi muito importante pois pudemos confrontarmo-nos com algumas dificuldades encontradas na palpação de algumas eminências como por exemplo a raiz da espinha da omoplata e o ângulo acromial. Também com o terceiro elemento reproduzimos o FOB de forma a termos imagem em tempo real. Este treino decorreu sem intercorrências.

No dia 24 de Maio passamos o dia no laboratório continuando o treino. Neste dia reforçamos as medições com o fio no esqueleto, a palpação das eminências ósseas e o treino com o FOB no esqueleto. Tivemos contacto com o *scapulocator* de forma a colocá-lo compatível com as nossas omoplatas mas sem integração com os sensores. Tentamos a utilização do Biofeedback mas sem sucesso uma vez que a calibração ainda não estava finalizada para este fim. Durante a tarde houve grupos de alunos do 1º ano de Fisioterapia que visitaram o laboratório e aos quais pudemos explicar que tipo de análise fazíamos com o FOB. Esta visita proporcionou-nos um desenvolver de competências manuais com outros modelos (indivíduos) e um manuseamento do FOB de forma a fazer correr todo o programa para uma demonstração aos alunos. Durante estas exemplificações constatou-se que a determinação do centro de rotação da glenoumeral estava a ser feito de forma pouco exacta, uma vez que tínhamos movimento ao nível da omoplata quando movimentávamos o úmero. Este será um ponto a aperfeiçoar a partir daqui. O sensor de C7 também criou alguns problemas movendo-se durante a recolha, o que no computador se traduzia por uma ligeira inclinação do tronco quando o individuo estava em posição neutra. Para as próximas recolhas iremos tentar colocar um tape no fio de forma a evitar o peso do mesmo bem como o seu movimento durante as recolhas das apófises espinhosas. Mais uma vez não foi possível trabalhar com o biofeedback.

Por fim determinamos o tempo necessário para a medição com o fio em cada posição, treinamos uma na outra e como resultado obtivemos 2 minutos de tempo para a determinação de M1 a M5. Esse valor vai ser colocado no biofeedback do FOB e irá servir de tabela para futuras medições com fio. Para a medição simples do FOB propusemos cerca de 15 e 20 segundos de biofeedback em cada posição.

Dia 1 de Junho realizamos treino de competências, durante o qual nos deparamos com algumas dificuldades. Inicialmente tínhamos conseguido calcular de forma acessível o centro de rotação. Quando iniciamos o cálculo do centro de rotação com amplitudes maiores e sem movimento da omoplata, para assim ser mais fidedigno, o valor calculado deixa de ser valido, tem valores não aceites pelo FOB. Mesmo quando o valor era aceite a dimensão do úmero no ecrã do computador não se encontrava a escala comparativamente com as outras estruturas. Para tal tínhamos que ter cuidados no manuseamento do úmero quando calculávamos o centro de rotação. Quando suportávamos o úmero este era projectado para cima o que o colocava num plano superior relativamente as outras estruturas e assim fazia com que o úmero tivesse dimensões diferentes. Manuseamos o *scapulocator* com toda a envolvente de recolha, e este primeiro treino mostrou-se bastante difícil. Quando o sujeito tinha que colocar o membro superior num determinado plano e amplitude foi extremamente difícil a manutenção do *scapulocator* de forma a identificar a omoplata no espaço. Quando fazíamos a leitura da recolha notávamos que a omoplata (aqui dada pelas coordenadas do *scapulocator*) não estava a acompanhar o movimento de forma adequada.

Nesta sessão pusemos em prática o sistema de biofeedback para os planos e amplitudes. Este não estaria a funcionar correctamente e tivemos que pedir ajuda para o seu ajuste.

Dia 8 de Junho realizamos treino de competências com um elemento exterior que se voluntariou para a colocação dos sensores. Desenvolvemos todo o procedimento com o FOB e retiramos as mediadas com a fita métrica. Nesta sessão tivemos um problema com o FOB pelo que não conseguimos fazer correr o programa de forma correcta.

Dia 17 de Junho, voltamos a ter um elemento exterior e propusemo-nos a fazer correr todo o programa. Mas também desta vez ocorreu um problema com o sistema e não conseguimos de forma adequada colher os dados. Realizamos as medições com fita métrica, e comparamos a posteriori. A medição que se mantinha com maior discrepância entre observadoras era a M2 (pela dificuldade em encontrar a raiz da espinha da omoplata). O manuseando do *scapulocator* manteve-se difícil assim como a correcta determinação do centro de rotação do úmero.

Dia 8 de Julho foi dia de ajustes na metodologia. Os tempos de medição com a fita métrica tinham de ser encurtado para se poderem encaixar no biofeedback. Assim quando o indivíduo está num determinado plano e amplitude orientadas pelo biofeedback e está a decorrer as medições do mesmo o investigador poderá medir as distâncias (M1 a M5) para o mesmo plano e amplitudes. Assim conseguisse chegar a um tempo de 30 seg. para cada amplitude em cada plano.

Para além dos pontos que já havíamos determinado para colocarmos a imagem no espaço das estruturas em estudo foi também necessária a determinação de mais pontos. As apófises espinhosas de T3 a T8 são também necessárias para a determinação posterior do tórax. Estas novas medidas são necessárias uma vez que quando determinamos as medidas de M4 numa amplitude de 120°, a apófise espinhosa mais próxima do ângulo inferior da omoplata poderá ser variavelmente de indivíduo para indivíduo qualquer uma de T3 a T8. Desta forma é necessária esta identificação para que depois as medidas nos FOB sejam encontradas.

Nesta sessão ficou determinado o abandono do *scapulocator*. Este instrumento tinha-se demonstrado de difícil manuseamento e tínhamos encontrado diversas dificuldades a partir do momento que o usamos. Este instrumento era usado como sensor da omoplata para podermos chegar a amplitudes de 145 e 180°. Como estas amplitudes forma posteriormente abandonadas o uso do *scapulocator* pôde ser substituído pelo sensor clássico usado inicialmente colocado no acrómio. Este sensor é colocado em cima do acrómio e não permite amplitudes muito grandes. Como o máximo de amplitude determinada foi de 120° esta preocupação deixava de se impor, pelo que voltamos a adoptar o sensor no acrómio.

## APÊNDICE E

Legenda: **Vermelho** - valores de CV que representam uma dispersão média a elevada.

Investigador 1		0°			30°			60°			90°			120°		
		Média	SEM	CV	Média	SEM	CV	Média	SEM	CV	Média	SEM	CV	Média	SEM	CV
M1	Frontal	7,25	0,17	15%	7,01	0,15	14%	6,51	0,15	14%	6,03	0,13	14%	5,96	0,15	16%
	Omoplata	7,18	0,17	15%	7,29	0,17	15%	7,20	0,17	15%	7,01	0,18	17%	6,69	0,18	17%
	Sagital	7,31	0,18	16%	7,71	0,20	16%	7,75	0,22	18%	7,73	0,23	19%	7,20	0,18	16%
M2	Frontal	9,48	0,19	13%	9,35	0,19	13%	9,35	0,19	13%	8,89	0,17	12%	8,74	0,19	14%
	Omoplata	9,05	0,20	14%	9,68	0,18	12%	9,71	0,18	12%	9,78	0,19	12%	9,48	0,17	11%
	Sagital	9,89	0,16	10%	10,03	0,19	12%	10,43	0,39	24%	10,15	0,19	12%	9,84	0,17	11%
M3	Frontal	19,51	0,37	12%	18,83	0,28	9%	16,76	0,23	9%	14,78	0,22	10%	13,60	0,22	10%
	Omoplata	20,00	0,32	10%	18,99	0,46	15%	18,25	0,27	9%	16,46	0,25	10%	14,61	0,24	10%
	Sagital	20,49	0,33	10%	20,16	0,36	11%	19,29	0,35	11%	17,78	0,32	11%	15,85	0,26	10%
M4	Frontal	7,79	0,17	14%	8,19	0,22	17%	9,48	0,31	21%	12,94	0,26	13%	15,39	0,28	12%
	Omoplata	8,26	0,21	16%	9,71	0,29	19%	11,80	0,29	16%	13,58	0,23	11%	15,26	0,29	12%
	Sagital	9,44	0,40	27%	10,33	0,35	21%	12,64	0,35	18%	14,70	0,29	12%	16,00	0,27	11%
M5	Frontal	12,81	0,17	8%	12,91	0,16	8%	12,91	0,16	8%	12,83	0,15	7%	12,44	0,17	9%
	Omoplata	11,88	0,14	8%	12,53	0,17	8%	12,61	0,15	8%	12,31	0,15	7%	11,91	0,15	8%
	Sagital	12,19	0,16	8%	12,10	0,16	8%	11,48	0,15	8%	10,81	0,14	8%	10,26	0,13	8%

Investigador 2		0°			30°			60°			90°			120°		
		Média	SEM	CV	Média	SEM	CV	Média	SEM	CV	Média	SEM	CV	Média	SEM	CV
M1	Frontal	7,19	0,16	14%	7,08	0,16	15%	6,28	0,19	19%	6,00	0,14	15%	5,53	0,12	14%
	Omoplata	7,25	0,20	18%	7,65	0,19	16%	7,36	0,19	16%	6,91	0,14	13%	6,33	0,16	16%
	Sagital	7,59	0,17	14%	7,83	0,19	15%	7,79	0,18	15%	7,35	0,16	14%	6,66	0,15	14%
M2	Frontal	9,61	0,18	12%	9,35	0,15	10%	9,35	0,15	10%	8,91	0,16	12%	8,83	0,19	13%
	Omoplata	8,79	0,20	15%	9,93	0,19	12%	9,95	0,19	12%	9,79	0,17	11%	9,43	0,17	11%
	Sagital	9,95	0,18	11%	10,23	0,20	12%	10,46	0,16	10%	10,19	0,15	9%	9,65	0,17	11%
M3	Frontal	20,13	0,29	9%	19,45	0,25	8%	17,61	0,26	9%	15,30	0,26	11%	14,15	0,24	11%
	Omoplata	20,31	0,29	9%	20,05	0,27	9%	18,88	0,30	10%	16,94	0,26	10%	15,03	0,26	11%
	Sagital	20,90	0,31	9%	20,94	0,31	9%	20,14	0,32	10%	17,94	0,30	10%	15,83	0,29	11%
M4	Frontal	7,70	0,17	14%	7,94	0,18	14%	8,95	0,24	17%	12,44	0,29	15%	15,49	0,42	17%
	Omoplata	8,05	0,20	15%	9,48	0,28	19%	11,76	0,30	16%	13,66	0,26	12%	16,01	0,36	14%
	Sagital	9,30	0,39	27%	10,04	0,35	22%	12,59	0,40	20%	15,16	0,32	13%	16,83	0,30	11%
M5	Frontal	12,91	0,18	9%	12,66	0,34	17%	12,66	0,34	17%	12,81	0,17	8%	12,33	0,16	8%
	Omoplata	11,90	0,20	10%	12,73	0,18	9%	12,58	0,16	8%	12,24	0,16	8%	11,74	0,14	8%
	Sagital	12,45	0,16	8%	12,16	0,15	8%	11,36	0,15	9%	10,70	0,13	8%	10,39	0,15	9%

FOB (inv2)		0°			30°			60°			90°			120°		
		Média	SEM	CV	Média	SEM	CV	Média	SEM	CV	Média	SEM	CV	Média	SEM	CV
M1	Frontal	6,60	0,22	21%	5,91	0,23	24%	4,86	0,23	29%	4,68	0,28	37%	6,17	0,43	43%
	Omplata	6,86	0,25	23%	7,04	0,22	20%	6,68	0,24	22%	6,60	0,27	26%	7,27	0,40	33%
	Sagital	7,82	0,21	16%	8,07	0,21	16%	8,31	0,19	15%	8,81	0,28	19%	9,17	0,35	24%
M2	Frontal	9,64	0,21	14%	9,17	0,22	15%	9,17	0,22	15%	8,98	0,26	19%	10,34	0,35	21%
	Omplata	12,35	0,38	19%	9,97	0,24	15%	10,38	0,25	15%	12,22	0,31	16%	13,52	0,36	16%
	Sagital	10,88	0,26	15%	11,48	0,26	14%	12,42	0,26	13%	13,77	0,31	14%	14,53	0,33	14%
M3	Frontal	18,54	0,28	9%	17,91	0,28	10%	16,45	0,30	12%	14,66	0,30	13%	13,56	0,27	12%
	Omplata	18,66	0,29	10%	18,61	0,29	10%	17,65	0,29	10%	16,09	0,27	10%	14,60	0,30	12%
	Sagital	19,15	0,25	8%	19,18	0,31	10%	18,54	0,27	9%	17,04	0,29	10%	15,56	0,26	11%
M4	Frontal	7,85	0,25	20%	7,76	0,28	23%	8,41	0,35	26%	11,17	0,53	30%	15,16	0,72	29%
	Omplata	8,49	0,34	25%	9,37	0,33	22%	10,72	0,38	22%	12,94	0,51	24%	15,83	0,72	27%
	Sagital	9,72	0,33	21%	10,80	0,33	19%	12,21	0,30	16%	14,74	0,53	22%	16,99	0,63	23%
M5	Frontal	12,83	0,25	12%	12,41	0,26	13%	12,41	0,26	13%	11,92	0,26	14%	11,32	0,24	14%
	Omplata	11,10	0,23	12%	12,62	0,25	13%	12,18	0,26	13%	11,55	0,25	14%	10,89	0,23	13%
	Sagital	12,15	0,24	12%	12,05	0,24	12%	11,04	0,21	12%	9,93	0,21	13%	9,45	0,20	13%

FOB (inv 1)		0°			30°			60°			90°			120°		
		Média	SEM	CV	Média	SEM	CV	Média	SEM	CV	Média	SEM	CV	Média	SEM	CV
M1	Frontal	6,62	0,18	17%	5,61	0,17	19%	4,39	0,15	22%	4,58	0,26	34%	5,78	0,37	40%
	Omplata	6,93	0,23	21%	6,61	0,22	21%	6,26	0,23	23%	6,39	0,26	26%	7,50	0,38	32%
	Sagital	7,87	0,24	19%	8,08	0,25	19%	8,33	0,26	20%	8,64	0,32	23%	9,42	0,36	24%
M2	Frontal	9,54	0,23	15%	9,04	0,24	17%	9,04	0,24	17%	9,01	0,32	22%	10,54	0,40	23%
	Omplata	12,33	0,36	18%	10,05	0,24	15%	10,18	0,24	15%	12,03	0,33	17%	13,69	0,38	18%
	Sagital	10,73	0,24	14%	11,43	0,26	14%	12,45	0,26	13%	13,76	0,31	14%	14,69	0,34	15%
M3	Frontal	18,59	0,31	10%	17,77	0,30	10%	15,85	0,28	11%	14,35	0,26	11%	13,34	0,26	12%
	Omplata	18,71	0,32	11%	18,28	0,32	11%	17,32	0,30	11%	15,92	0,29	12%	14,64	0,30	13%
	Sagital	19,26	0,32	11%	19,12	0,33	11%	18,34	0,31	11%	16,76	0,31	12%	15,49	0,29	12%
M4	Frontal	7,61	0,30	25%	7,16	0,30	26%	8,09	0,36	28%	11,32	0,55	30%	14,78	0,64	27%
	Omplata	8,36	0,38	29%	8,68	0,36	26%	10,37	0,39	24%	12,71	0,51	25%	16,15	0,69	27%
	Sagital	9,46	0,43	29%	10,51	0,45	27%	12,29	0,44	23%	14,61	0,53	23%	17,15	0,68	25%
M5	Frontal	12,76	0,25	12%	12,49	0,26	13%	12,49	0,26	13%	11,97	0,26	14%	11,53	0,26	14%
	Omplata	11,42	0,26	14%	12,69	0,23	11%	12,36	0,23	12%	11,78	0,24	13%	11,03	0,24	14%
	Sagital	12,25	0,22	11%	11,97	0,21	11%	11,17	0,21	12%	10,05	0,20	13%	9,53	0,21	14%

## APÊNDICE F

### Teste de Normalidade da Amostra

		Investigador 1									
		0		30		60		90		120	
		Rep1	Rep2	Rep1	Rep2	Rep1	Rep2	Rep1	Rep2	Rep1	Rep2
M1	Frontal	0,592	0,181	0,056	0,301	0,017	0,320	0,047	0,119	0,693	0,476
	Omoplata	0,132	0,024	0,487	0,082	0,394	0,080	0,584	0,310	0,310	0,198
	Sagital	0,247	0,556	0,218	0,643	0,171	0,682	0,053	0,034	0,163	0,412
M2	Frontal	0,067	0,953	0,321	0,143	0,260	0,113	0,039	0,212	0,217	0,342
	Omoplata	0,471	0,187	0,654	0,412	0,605	0,100	0,559	0,217	0,441	0,279
	Sagital	0,019	0,383	0,187	0,079	0,000	0,110	0,313	0,169	0,143	0,284
M3	Frontal	0,011	0,724	0,470	0,305	0,421	0,017	0,448	0,056	0,316	0,718
	Omoplata	0,591	0,131	0,039	0,000	0,171	0,217	0,027	0,524	0,059	0,136
	Sagital	0,395	0,882	0,146	0,253	0,093	0,941	0,014	0,479	0,044	0,750
M4	Frontal	0,237	0,001	0,484	0,619	0,668	0,477	0,211	0,096	0,475	0,958
	Omoplata	0,003	0,566	0,426	0,742	0,093	0,029	0,059	0,739	0,791	0,348
	Sagital	0,000	0,053	0,010	0,526	0,005	0,356	0,126	0,915	0,126	0,399
M5	Frontal	0,163	0,830	0,348	0,647	0,388	0,262	0,290	0,079	0,012	0,022
	Omoplata	0,084	0,598	0,083	0,474	0,389	0,593	0,106	0,224	0,148	0,028
	Sagital	0,839	0,241	0,429	0,451	0,230	0,030	0,046	0,020	0,261	0,119
		Investigador 2									
		0		30		60		90		120	
		Rep1	Rep2	Rep1	Rep2	Rep1	Rep2	Rep1	Rep2	Rep1	Rep2
M1	Frontal	0,125	0,528	0,046	0,287	0,201	0,203	0,160	0,006	0,163	0,131
	Omoplata	0,172	0,882	0,087	0,600	0,257	0,304	0,018	0,033	0,073	0,140
	Sagital	0,013	0,361	0,068	0,346	0,204	0,142	0,092	0,018	0,034	0,083
M2	Frontal	0,417	0,082	0,251	0,251	0,209	0,017	0,907	0,008	0,142	0,289
	Omoplata	0,197	0,435	0,435	0,061	0,428	0,129	0,051	0,115	0,579	0,694
	Sagital	0,046	0,243	0,585	0,192	0,039	0,174	0,020	0,257	0,033	0,062
M3	Frontal	0,292	0,761	0,363	0,657	0,184	0,930	0,622	0,386	0,369	0,606
	Omoplata	0,863	0,827	0,947	0,475	0,170	0,153	0,372	0,165	0,162	0,132
	Sagital	0,151	0,181	0,450	0,194	0,207	0,422	0,053	0,490	0,033	0,813
M4	Frontal	0,499	0,319	0,720	0,295	0,069	0,497	0,418	0,293	0,327	0,001
	Omoplata	0,226	0,431	0,396	0,451	0,026	0,456	0,257	0,081	0,402	0,770
	Sagital	0,002	0,000	0,105	0,021	0,021	0,023	0,005	0,753	0,003	0,020
M5	Frontal	0,282	0,752	0,571	0,000	0,849	0,566	0,007	0,253	0,001	0,191
	Omoplata	0,695	0,812	0,576	0,450	0,535	0,137	0,313	0,797	0,415	0,606
	Sagital	0,327	0,086	0,248	0,380	0,941	0,500	0,069	0,057	0,176	0,088

		Inv1 Vs Inv2									
		0		30		60		90		120	
		Inv1	Inv2	Inv1	Inv2	Inv1	Inv2	Inv1	Inv2	Inv1	Inv2
M1	Frontal	0,963	0,320	0,723	0,378	0,929	0,639	0,705	0,087	0,988	0,152
	Omoplata	0,313	0,313	0,414	0,447	0,461	0,548	0,860	0,959	0,155	0,439
	Sagital	0,376	0,342	0,610	0,243	0,157	0,531	0,052	0,011	0,025	0,465
M2	Frontal	0,683	0,527	0,535	0,374	0,125	0,421	0,274	0,488	0,209	0,844
	Omoplata	0,315	0,596	0,132	0,661	0,548	0,182	0,365	0,349	0,785	0,715
	Sagital	0,433	0,898	0,003	0,414	0,000	0,729	0,266	0,954	0,188	0,416
M3	Frontal	0,757	0,797	0,407	0,476	0,152	0,235	0,029	0,522	0,237	0,547
	Omoplata	0,108	0,465	0,541	0,731	0,288	0,130	0,195	0,510	0,486	0,284
	Sagital	0,615	0,369	0,277	0,253	0,399	0,453	0,157	0,799	0,390	0,524
M4	Frontal	0,234	0,987	0,429	0,747	0,954	0,165	0,170	0,961	0,807	0,654
	Omoplata	0,210	0,838	0,995	0,818	0,131	0,068	0,509	0,914	0,250	0,647
	Sagital	0,000	0,001	0,029	0,010	0,022	0,009	0,465	0,172	0,166	0,003
M5	Frontal	0,952	0,791	0,474	0,000	0,930	0,836	0,441	0,531	0,117	0,567
	Omoplata	0,997	0,734	0,707	0,261	0,915	0,672	0,653	0,597	0,425	0,915
	Sagital	0,314	0,995	0,902	0,923	0,308	0,652	0,603	0,726	0,803	0,427

		Inv1 Vs FOB									
		0		30		60		90		120	
		Inv1	FOB	Inv1	FOB	Inv1	FOB	Inv1	FOB	Inv1	FOB
M1	Frontal	0,963	0,117	0,723	0,144	0,929	0,996	0,705	0,548	0,988	0,053
	Omoplata	0,313	0,799	0,414	0,405	0,461	0,993	0,860	0,509	0,155	0,976
	Sagital	0,376	0,276	0,610	0,178	0,157	0,087	0,052	0,202	0,025	0,560
M2	Frontal	0,683	0,809	0,535	0,629	0,125	0,051	0,274	0,062	0,209	0,044
	Omoplata	0,315	0,141	0,132	0,078	0,548	0,736	0,365	0,363	0,785	0,093
	Sagital	0,433	0,426	0,003	0,238	0,000	0,075	0,266	0,823	0,188	0,232
M3	Frontal	0,757	0,496	0,407	0,357	0,152	0,114	0,029	0,342	0,237	0,457
	Omoplata	0,108	0,618	0,541	0,568	0,288	0,680	0,195	0,228	0,486	0,119
	Sagital	0,615	0,394	0,277	0,256	0,399	0,998	0,157	0,306	0,390	0,624
M4	Frontal	0,234	0,432	0,429	0,242	0,954	0,002	0,170	0,070	0,807	0,010
	Omoplata	0,210	0,196	0,995	0,201	0,131	0,353	0,509	0,464	0,250	0,173
	Sagital	0,000	0,030	0,029	0,377	0,022	0,700	0,465	0,393	0,166	0,352
M5	Frontal	0,952	0,578	0,474	0,705	0,930	0,304	0,441	0,754	0,117	0,623
	Omoplata	0,997	0,499	0,707	0,784	0,915	0,280	0,653	0,506	0,425	0,824
	Sagital	0,314	0,850	0,902	0,745	0,308	0,772	0,603	0,349	0,803	0,723

		Inv2 Vs FOB									
		0		30		60		90		120	
		Inv2	FOB	Inv2	FOB	Inv2	FOB	Inv2	FOB	Inv2	FOB
M1	Frontal	0,484	0,322	0,565	0,689	0,500	0,565	0,083	0,557	0,145	0,254
	Omoplata	0,401	0,123	0,501	0,592	0,611	0,972	0,961	0,718	0,471	0,660
	Sagital	0,362	0,674	0,451	0,789	0,529	0,361	0,010	0,916	0,470	0,528
M2	Frontal	0,433	0,951	0,436	0,507	0,474	0,163	0,616	0,164	0,725	0,390
	Omoplata	0,598	0,964	0,640	0,316	0,171	0,206	0,400	0,298	0,615	0,417
	Sagital	0,843	0,691	0,338	0,170	0,637	0,078	0,952	0,566	0,332	0,568
M3	Frontal	0,772	0,865	0,574	0,480	0,291	0,383	0,411	0,304	0,645	0,560
	Omoplata	0,477	0,894	0,711	0,837	0,144	0,788	0,563	0,371	0,393	0,690
	Sagital	0,386	0,350	0,198	0,123	0,461	0,378	0,810	0,640	0,546	0,977
M4	Frontal	0,995	0,535	0,708	0,763	0,215	0,078	0,872	0,264	0,628	0,104
	Omoplata	0,655	0,570	0,887	0,509	0,113	0,465	0,880	0,452	0,751	0,351
	Sagital	0,001	0,764	0,017	0,448	0,010	0,416	0,115	0,250	0,004	0,296
M5	Frontal	0,808	0,182	0,000	0,204	0,648	0,216	0,339	0,122	0,476	0,883
	Omoplata	0,576	0,523	0,192	0,599	0,345	0,354	0,641	0,695	0,706	0,118
	Sagital	0,984	0,091	0,887	0,284	0,555	0,125	0,869	0,073	0,431	0,076

Legenda: **XXXXX** valores inferiores a 0,05 (necessidade de usar o teste de *Wilcoxon*)

		Inv1				
		0°	30°	60°	90°	120°
M1	Frontal	0,599	0,878	0,896	0,915	0,092
	Omplata	0,245	0,053	0,163	0,012	0,007
	Sagital	0,290	0,127	0,047	0,007	0,003
M2	Frontal	0,551	0,830	0,358	0,572	0,095
	Omplata	0,832	0,399	0,218	0,012	0,002
	Sagital	0,196	0,047	0,002	0,000	0,003
M3	Frontal	0,391	0,203	0,404	0,545	0,263
	Omplata	0,208	0,759	0,309	0,132	0,769
	Sagital	0,226	0,293	0,964	0,190	0,497
M4	Frontal	0,331	0,762	0,772	0,824	0,445
	Omplata	0,895	0,442	0,136	0,853	0,635
	Sagital	0,430	0,793	0,909	1,000	0,649
M5	Frontal	0,010	0,167	0,047	0,349	0,086
	Omplata	0,214	0,309	0,107	0,012	0,153
	Sagital	0,157	0,079	0,159	0,114	0,201

Teste T e teste de *Wilcoxon*

		Inv2				
		0°	30°	60°	90°	120°
M1	Frontal	0,349	0,719	1,000	1,000	0,807
	Omplata	0,345	0,755	0,549	0,314	0,445
	Sagital	0,407	0,550	0,711	0,799	0,404
M2	Frontal	0,891	0,741	0,793	0,819	0,143
	Omplata	0,205	0,827	0,180	0,342	0,677
	Sagital	0,676	0,577	0,355	0,701	0,646
M3	Frontal	0,088	0,049	0,621	0,032	0,011
	Omplata	0,037	0,034	0,037	0,020	0,030
	Sagital	0,533	0,081	0,146	0,012	0,016
M4	Frontal	0,716	0,212	0,449	0,447	0,599
	Omplata	0,312	0,027	0,099	0,168	0,528
	Sagital	0,639	0,180	0,341	0,167	0,476
M5	Frontal	0,126	0,005	0,011	0,014	0,746
	Omplata	0,005	0,056	0,398	0,330	0,358
	Sagital	0,519	0,167	0,232	0,789	0,383

		Inv1 Vs Inv2				
		0°	30°	60°	90°	120°
M1	Frontal	0,480	0,506	0,156	0,836	0,014
	Omoplata	0,627	0,023	0,263	0,428	0,042
	Sagital	0,034	0,304	0,825	0,038	0,006
M2	Frontal	0,172	1,000	0,881	0,597	0,125
	Omoplata	0,101	0,095	0,018	0,930	0,720
	Sagital	0,566	0,093	0,066	0,806	0,127
M3	Frontal	0,024	0,000	0,000	0,004	0,002
	Omoplata	0,009	0,013	0,000	0,002	0,019
	Sagital	0,008	0,010	0,009	0,462	0,893
M4	Frontal	0,392	0,229	0,017	0,020	0,789
	Omoplata	0,160	0,324	0,843	0,654	0,001
	Sagital	0,554	0,080	0,844	0,009	0,000
M5	Frontal	0,072	0,749	0,858	0,431	0,888
	Omoplata	0,019	0,634	0,316	0,059	0,186
	Sagital	0,011	0,234	0,259	0,186	0,234

		Inv1 Vs FOB				
		0°	30°	60°	90°	120°
M1	Frontal	0,000	0,000	0,000	0,000	0,657
	Omoplata	0,125	0,001	0,000	0,018	0,109
	Sagital	0,049	0,180	0,074	0,019	0,000
M2	Frontal	0,709	0,104	0,716	0,000	0,000
	Omoplata	0,080	0,044	0,000	0,000	0,000
	Sagital	0,003	0,001	0,002	0,000	0,000
M3	Frontal	0,000	0,000	0,000	0,012	0,100
	Omoplata	0,000	0,071	0,000	0,000	0,875
	Sagital	0,000	0,001	0,004	0,001	0,095
M4	Frontal	0,622	0,005	0,007	0,017	0,332
	Omoplata	0,764	0,010	0,001	0,170	0,374
	Sagital	0,809	0,926	0,211	0,987	0,211
M5	Frontal	0,705	0,066	0,001	0,001	0,068
	Omoplata	0,387	0,257	0,010	0,001	0,004
	Sagital	0,723	0,478	0,160	0,003	0,001

		Inv2 Vs. FOB				
		0°	30°	60°	90°	120°
M1	Frontal	0,000	0,000	0,000	0,001	0,294
	Omoplata	0,023	0,015	0,002	0,283	0,077
	Sagital	0,122	0,120	0,020	0,001	0,000
M2	Frontal	0,849	0,331	0,796	0,002	0,000
	Omoplata	0,804	0,036	0,000	0,000	0,000
	Sagital	0,001	0,000	0,000	0,000	0,000
M3	Frontal	0,000	0,000	0,000	0,001	0,026
	Omoplata	0,000	0,000	0,000	0,000	0,028
	Sagital	0,000	0,000	0,000	0,001	0,225
M4	Frontal	0,402	0,429	0,108	0,091	0,718
	Omoplata	0,134	0,873	0,023	0,265	0,996
	Sagital	0,108	0,091	0,695	0,524	0,970
M5	Frontal	0,665	0,041	0,001	0,001	0,003
	Omoplata	0,577	0,105	0,005	0,000	0,001
	Sagital	0,203	0,405	0,118	0,002	0,000

Legenda: Valores a preto teste T, valores a vermelho teste de Wilcoxon, **XXXX** valores com *p value* < 0,05.