

UNIVERSIDADE ESTADUAL DO OESTE DO PARANÁ – *CAMPUS*
DE FRANCISCO BELTRÃO, CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE,
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO *STRICTO SENSU* EM
CIÊNCIAS APLICADAS À SAÚDE – NÍVEL MESTRADO

Gustavo Vicenzi

**ANÁLISE BIOMECÂNICA-COMPUTACIONAL DE MOVIMENTOS
DO OMBRO POR MEIO DO USO DE ACCELERÔMETRO**

FRANCISCO BELTRÃO – PR
JUNHO DE 2019

GUSTAVO VICENZI

**ANÁLISE BIOMECÂNICA-COMPUTACIONAL DE MOVIMENTOS DO OMBRO
POR MEIO DO USO DE ACELERÔMETRO**

DISSERTAÇÃO apresentada ao Programa de Pós-graduação *Stricto Sensu* em Ciências Aplicadas à Saúde, nível Mestrado, do Centro de Ciências da Saúde, da Universidade Estadual do Oeste do Paraná, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências Aplicadas à Saúde.

Área de concentração: Ciências da Saúde.

Orientador: Prof. Dr. Wu Feng Chung

Co-orientadora: Profa. Dra. Huei Diana Lee

FRANCISCO BELTRÃO – PR
JUNHO DE 2019

Ficha de identificação da obra elaborada através do Formulário de Geração Automática do Sistema de Bibliotecas da Unioeste.

Vicenzi, Gustavo

Análise biomecânica-computacional de movimentos do ombro por meio do uso de acelerômetro / Gustavo Vicenzi; orientador(a), Wu Feng Chung; coorientador(a), Huei Diana Lee, 2019.

104 f.

Dissertação (mestrado), Universidade Estadual do Oeste do Paraná, Campus de Francisco Beltrão, Centro de Ciências da Saúde, Programa de Pós-Graduação em Ciências Aplicadas à Saúde, 2019.

1. Biomecânica do ombro. 2. Cinemática do ombro. 3. Juntura escápulo-umeral. I. Feng Chung, Wu. II. Diana Lee, Huei. III. Título.

FOLHA DE APROVAÇÃO

GUSTAVO VICENZI

ANÁLISE BIOMECÂNICA-COMPUTACIONAL DE MOVIMENTOS DO OMBRO POR MEIO DO USO DE ACELERÔMETRO

Essa dissertação foi julgada adequada para obtenção do título de Mestre em Ciências Aplicadas à Saúde e aprovada em sua forma final pelo Orientador e pela Banca Examinadora.

BANCA EXAMINADORA

Orientador: Prof. Dr. Wu Feng Chung
UNIOESTE

Membro da banca: Profa. Dra. Léia Carolina Lucio
UNIOESTE

Membro da banca: Prof. Dr. Oscar Kenji Nihei
UNIOESTE

FRANCISCO BELTRÃO, PR
JUNHO/2019

AGRADECIMENTOS

Aos meus alunos do Curso de Medicina da UNIOESTE – Francisco Beltrão que participaram prontamente como voluntários da pesquisa.

Ao Narco Afonso Ravazzoli Maciejewski e Newton Spolaôr pela importante e valiosa colaboração que prestaram. Vocês foram fundamentais neste trabalho. Agradeço profundamente o conhecimento compartilhado por especialistas de extrema competência pertencentes a áreas tão diferentes da Medicina.

A Professora e co-orientadora Dra. Huei Diana Lee, estando sempre presente de maneira importante nas discussões, orientando e auxiliando neste trabalho e estimulando até mesmo durante minhas desafinações musicais.

Ao Prof. Dr. Wu Feng Chung, pela maestria como me orientou durante toda essa jornada. Sua habilidade como educador, demonstrando paciência, educação, comprometimento, dedicação científica e acadêmica, foi extremamente importante para o modelamento da minha personalidade. Momentos de conversas, conselhos, experiências e ainda mergulhos no mundo da arte, com músicas que remeteram a adolescência, nunca serão esquecidos de minha memória. Além da chama acadêmica ter sido acesa e nutrida pelas suas palavras, a parte artística, musical, acordou de um sono repousante.

À minha amada namorada Amanda pelo amor e apoio incondicional depositado. Sua paciência, respeito, dedicação e compreensão me motiva e faz de mim uma pessoa melhor a cada dia.

Ao meu irmão Eduardo que sempre foi inspiração para minha formação pessoal, esportiva, artística e acadêmica. Seu caráter, dedicação, amizade e companheirismo são características que me tocam há pelo menos 33 anos.

Aos meus queridos pais que sempre me apoiaram e incentivaram na vida acadêmica. Atributos importantíssimos como honestidade, simplicidade e ideais sociais, que sempre compartilham comigo, movem minha rotina pessoal e profissional.

A todos que direta ou indiretamente contribuíram para o desenvolvimento deste trabalho.

DEDICATÓRIA

“I've got to admit it's getting better
A little better all the time
I have to admit it's getting better
It's getting better
Since you've been mine”

John Lennon / Paul McCartney

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Articulação esternoclavicular	05
Figura 2 - Orientação da articulação acromioclavicular	08
Figura 3 - Ligamentos coracoclaviculares	08
Figura 4 - Centro instantâneo de rotação do ombro	12
Figura 5 - Movimento glenoumeral: giratório, rolamento e deslizamento	13
Figura 6 - Sequência de rotações através dos ângulos eulerianos	14
Figura 7 - Paradoxo de Codman	15
Figura 8 - Movimentos da escápula	19
Figura 9 - Vista superior dos movimentos de elevação, abdução e flexão	20
Figura 10 - Posição da escápula na parede torácica	20
Figura 11 - Relação entre os movimentos das articulações glenoumeral e escapulotorácica	21
Figura 12 - Goniômetro universal	26
Figura 13 - Goniômetro escápulo-umeral	27
Figura 14 - Reconstrução tridimensional da articulação do ombro	31
Figura 15 - Movimento tridimensional da articulação do ombro durante a elevação do braço	31
Figura 16 - Sensor intraósseo implantado na clavícula	36
Figura 17 - Posicionamento dos sujeitos e do <i>smartphone</i>	40
Figura 18 - Registro da aceleração triaxial através do uso do acelerômetro	41
Figura 19 - Elevação anterior do ombro no plano da escápula	43
Figura 20 - Flexão anterior do ombro no plano sagital	43
Figura 21 - Extensão do ombro no plano sagital	44
Figura 22 - Abdução do ombro no plano coronal	44
Figura 23 - Adução do ombro no plano coronal	45
Figura 24 - Rotação externa do ombro	45
Figura 25 - Rotação interna do ombro	46
Figura 26 - Rotação externa do ombro com o braço em abdução de 90°	46
Figura 27 - Rotação interna do ombro com o braço em abdução de 90°	47
Figura 28 - Posicionamento do sujeito para o movimento de circundução	47

Figura 29 - Representação esquemática da circundução do ombro	48
Figura 30 - Movimento de circundução do ombro	49
Figura 31 - Representação gráfica do movimento de abdução com as curvas nos eixos x, y e z discretizadas	52
Figura 32 - Curva padrão e seus limites para o movimento de abdução no eixo x	57
Figura 33 - Curva padrão e seus limites para o movimento de abdução no eixo y	57
Figura 34 - Curva padrão e seus limites para o movimento de abdução no eixo z	58
Figura 35 - Curva padrão e seus limites para o movimento de circundução no eixo x	58
Figura 36 - Curva padrão e seus limites para o movimento de circundução no eixo y	59
Figura 37 - Curva padrão e seus limites para o movimento de circundução no eixo z	59

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	Dados descritivos e demográficos dos sujeitos	52
Tabela 2 -	Coeficientes de determinação médios, com os respectivos desvios, para cada movimento de cada sujeito para a comparação das curvas experimentais com as ajustadas pelo modelo de ajuste polinomial, referente ao eixo X do sistema de coordenadas	53
Tabela 3 -	Coeficientes de determinação médios, com os respectivos desvios, para cada movimento de cada paciente para a comparação das curvas experimentais com as ajustadas pelo modelo de ajuste polinomial, referente ao eixo Y do sistema de coordenadas	53
Tabela 4 -	Coeficientes de determinação médios, com os respectivos desvios, para cada movimento de cada paciente para a comparação das curvas experimentais com as ajustadas pelo modelo de ajuste polinomial, referente ao eixo Z do sistema de coordenadas	54
Tabela 5 -	Parâmetros do modelo polinomial padrão de cada movimento, independente do paciente e coeficiente de determinação com os respectivos desvios padrão, referente ao eixo X do sistema de coordenadas	55
Tabela 6 -	Parâmetros do modelo polinomial padrão de cada movimento, independente do paciente e coeficiente de determinação com os respectivos desvios padrão, referente ao eixo Y do sistema de coordenadas	55
Tabela 7 -	Parâmetros do modelo polinomial padrão de cada movimento, independente do paciente e coeficiente de determinação com os respectivos desvios padrão, referente ao eixo Z do sistema de coordenadas	56

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
ACO	Ângulo Crítico do Ombro
ADM	Amplitude de Movimento
CIR	Centro Instantâneo de Rotação
EDH	Eixo de Deslocamento de uma Hélice
Gb	<i>Gigabytes</i>
GU	Goniômetro Universal
GDL	Grau de Liberdade
Hz	<i>Hertz</i>
IAO	Instabilidade Anterior do Ombro
MEMS	<i>Microelectromechanical systems</i>
M	Mega
R²	Coeficiente de Determinação
RNM	Ressonância Nuclear Magnética
RMR	Rotura do Manguito Rotador
SIB	Sociedade Internacional de Biomecânica
T3	Terceira Vértebra Torácica
TC	Tomografia Computadorizada

Análise biomecânica-computacional de movimentos do ombro por meio do uso de acelerômetro

Resumo

A mensuração da amplitude de movimento é uma etapa importante do exame físico ortopédico. Considerando que os movimentos das articulações se fundamentam em grandezas físicas, neste estudo, utilizou-se um novo método para a determinação e a análise de curvas padrões representativas de movimentos de ombros de sujeitos hígidos por meio de *smartphone* com aplicativo acelerômetro. A casuística foi representada por dez indivíduos saudáveis confirmados por exame físico e ultrassonográfico, sendo seis do sexo feminino e quatro do sexo masculino, com média de idade de $24,5 \pm 2,1$ anos. A avaliação cinemática foi feita no ombro direito dos sujeitos através do posicionamento do *smartphone* com acelerômetro na face posterior do punho direito dos sujeitos. Estes sujeitos realizaram dez repetições de cada um dos dez movimentos caracterizados pela elevação, abdução, adução, flexão, extensão, rotação externa, rotação interna, rotação externa e interna com o membro abduzido e a circundução do membro superior direito. Os dados biomecânicos foram compilados e os gráficos Aceleração vs. Tempo delineados para a determinação e o estudo das grandezas físicas aceleração, tempo, velocidade, deslocamento e energia dos movimentos por meio computacional. Inicialmente as curvas de cada movimento para cada indivíduo eram discretizadas e modeladas matematicamente para a filtragem de ruídos e suavização através do modelo matemático polinomial. A qualidade dos ajustes foi atestada pelas médias e desvios padrão dos coeficientes de determinação (R^2) e obtido uma curva padrão de cada movimento realizado pelo sujeito (p -valor $>0,05$). A qualidade do modelo padrão foi verificada por meio das médias e desvios do R^2 para a comparação do modelo de cada sujeito com o modelo padrão da manobra (p -valor $>0,05$). Com esses modelos, foi possível determinar a região do deslocamento que caracteriza o movimento para um indivíduo hígido. Conclui-se que é possível, e de modo acurado e preciso, determinar e analisar os parâmetros físicos-mecânicos pertencentes ao comportamento biomecânico dos movimentos da articulação do

ombro de pacientes hígidos por meio do uso de acelerômetros presentes em *smartphone*.

Palavras-chave: biomecânica do ombro, cinemática do ombro, junta escápulo-umeral

Biomechanical computer analysis of shoulder movements by the use of accelerometer

Abstract

The measurement of range of motion is an important stage in the orthopedic physical examination. Considering that joints movements are based on physical quantities, this study presents a new method to determine and analyze the standard curves representing the shoulder motion of healthy individuals through a smartphone with an accelerometer app. The casuistry was represented by ten healthy subjects, which was confirmed by physical examination and ultrasonography; six of these individuals were female and four males with an average age of $24,5 \pm 2,1$ years old. The kinematic evaluation was executed in the subject's right shoulder by an observer, who positioned the smartphone in the back part of the subjects' wrists. These subjects performed ten repetitions of each one of the ten movements characterized by elevation, abduction, adduction, flexion, extension, internal rotation, external rotation, internal and external rotation with the member abducted and circumduction of the right upper member. The biomechanical data collected was used to outline Acceleration vs. Time graphics, which were employed to determine and study the physical quantities of acceleration, time, velocity, displacement and energy of the movements using a computer. First, the curves of each movement for each subject were discretized and mathematically modeled to reduce noise and smoothing through the polynomial method. The quality of the adjustments was certified by the mean, and respective standard deviation of the coefficients of determination (R^2), and a standard curve was obtained for each movement performed by the subject (p -value $>0,05$). The same method – means, and respective standard deviations of R^2 – were considered to verify the quality of the standard model when comparing the model of each subject with the average model of the movement (p -value $>0,05$). By these models, it was possible to determine the region of the movement that characterizes a healthy individual. It is concluded that the use of accelerometers present in the smartphones enables, in a precise and accurate way, to determine

and analyze the physical-mechanical parameters belonging to biomechanical behavior of shoulder movement in healthy individuals.

Key words: shoulder biomechanical, shoulder kinematics, scapula-humerus joint

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	01
1.1 Considerações gerais	01
1.2 Bases teóricas e dados da literatura	04
1.2.1 Anatomia e biomecânica do ombro	04
1.2.1.1 Articulação esternoclavicular	04
1.2.1.2 Articulação acromioclavicular	06
1.2.1.3 Articulação glenoumeral e escapulotorácica	10
1.2.1.4 Paradoxo de Codman e Ângulos Eulerianos	13
1.2.1.5 Movimento tridimensional da articulação glenoumeral	17
1.2.1.6 Descrição física da elevação e rotação externa do braço	19
1.2.2 Ferramentas para medição da cinemática do ombro	23
1.2.2.1 Estudos em cadáver	24
1.2.2.2 Goniômetros e eletrogoniômetros	25
1.2.2.3 Radiografia bidimensional (2D)	27
1.2.2.4 Tomografia Computadorizada e Ressonância Magnética	28
1.2.2.5 Dispositivos eletromagnéticos	29
1.2.3 Acelerômetro	32
1.2.3.1 Considerações gerais	32
1.2.3.2 Posicionamento do sensor	35
2. OBJETIVO	37
3. METODOLOGIA	38
3.1 Local da pesquisa.....	38
3.2 Seleção dos pacientes	38
3.2.1 Critérios de inclusão e exclusão	38
3.3 Etapas experimentais	39
3.3.1 Anamnese e exame físico	39
3.3.2 Procedimentos para os testes nos sujeitos	40
3.3.2.1 Posicionamento dos sujeitos e do <i>smartphone</i>	40
3.3.2.2 Utilização do <i>smartphone</i> com acelerômetro	41
3.3.2.3 Orientações pré-testes	41
3.3.2.4 Fase de teste das manobras nos ombros	42

3.3.2.5 Descrição dos movimentos	42
3.3.3 Ultrassonografia do ombro	49
3.4 Análise de dados	50
3.5 Análise estatística	51
4. RESULTADOS	52
5. DISCUSSÃO.....	60
6. CONCLUSÃO	67
7. REFERÊNCIAS	68
8. ANEXOS	90

1. INTRODUÇÃO

1.1 Considerações gerais

Os movimentos de articulações são essenciais, pois sem a presença desse fenômeno que propicia o deslocamento do corpo ou de suas partes, diversas ações estarão dificultadas com interferência direta na qualidade de vida do indivíduo. Assim sendo, é fundamental a compreensão desse comportamento biomecânico para, posteriormente, realizar as comparações entre as articulações de movimentos normais e as acometidas por enfermidades.

O ombro, região anatômica constituída pelos ossos clavícula, úmero e escápula, apresenta configuração topográfica complexa, pois abrange três articulações sinoviais, sendo estas a glenoumeral, a acromioclavicular e a esternoclavicular. Além disso, é constituído por duas interfaces de movimento sendo representadas pela escapulotorácica e umeroacromial (INMAN et al., 1944).

A articulação escapuloumeral é conectada por numerosos ligamentos e circundado por 20 músculos, demonstrando a sua complexidade (INMAN et al., 1944; ITOI et al., 1996; HALL, 2005). No entanto, apesar dessa configuração, a articulação do ombro em condições normais mantém os movimentos e a estabilidade adequados com a mobilidade dos componentes de modo integrado e sinérgico. Sob esse escopo, vale ressaltar que alterações num destes elementos anatômicos repercutirá, conseqüentemente, nas ações de outras articulações (YAMAGUCHI, 2000).

As pesquisas da biomecânica do ombro iniciaram-se há mais de um século de modo relevante com o trabalho de BRAUNE e FISCHER (1888) com abordagem nas características anatômicas, embriológicas, funcionais e semiológicas da articulação do ombro.

A partir da década de 1960, outros pesquisadores intensificaram a discussão da biomecânica do ombro relacionando os movimentos necessários dessa complexa articulação com o posicionamento espacial da mão por meio de estudos cinemáticos quantitativos de elevação do ombro (DVIR e BERME, 1978), de avaliações utilizando-se de métodos visuais (SHOUP, 1976), radiográficos (FREEDMAN e MUNRO, 1966; WOLF, 1974), cinefotográficos (ENGEN e

WILLIAM, 1968) e goniométricos (DOODY et al., 1970) e as investigações subsequentes incluíram, além de indivíduos saudáveis, aqueles com anormalidades clínicas (NEER, 1983; HAWKINS e ABRAMS, 1987; LUDEWIG e REYNOLDS, 1999; LUDEWIG e COOK, 2000; SMITH et al., 2002; COOLS et al., 2003; REDDY et al., 2019).

Nesse sentido, LUKASIEWICZ et al. (2009) demonstraram, por meio da avaliação de 37 pacientes, que a cinemática escapular estava alterada naqueles que apresentavam Síndrome de Impacto do Ombro (SIO). Em tempos mais recentes, as investigações avançaram para análise tridimensional, pois a compreensão do movimento normal do ombro constitui-se na base para o entendimento de movimentos patológicos (PEAR et al., 1992a; LUDEWIG e REYNOLDS, 1999; KEBAETSE et al., 1999; McCLURE et al., 2001; TIMMONS et al., 2012; LEE et al., 2013; YURTMAN e BARSHAN, 2014).

Nesse sentido, é digno de nota que pacientes com enfermidades no ombro, com frequência, desenvolvem alterações compensatórias da cintura escapular e essas variações são possíveis de identificação por meio de sinais e de sintomas durante a avaliação clínica (YAMAGUCHI et al., 2000; CORRELL et al., 2018).

Além desses trabalhos, outros estudos biomecânicos que também avaliaram pacientes com enfermidades nos ombros demonstraram que existe dependência direta e crescente da contribuição escapular para o movimento global do ombro em pacientes com ruptura do manguito rotador (RMR). Nesses casos, o músculo deltoide e os tendões do manguito rotador não afetados geram forças necessárias para o movimento do ombro, contribuindo para a diminuição da dor resultante e também compensando a fraqueza associada à lesão dos tendões do manguito rotador (PALETTA et al., 1997; YAMAGUCHI et al., 2000; MELL et al., 2005; SCIBEK et al., 2009).

Em ombros hígidos, sem alterações biomecânicas diagnosticadas, o centro geométrico da cabeça umeral mantém-se na cavidade glenoide durante o movimento de abdução no plano da escápula (POPPEN e WALKER, 1976; AN et al., 1991; SHARKEY e MARDER, 1995; UHL et al., 2009). Em contrapartida, a cinemática do ombro em pacientes com enfermidades como RMR, SIO ou ainda fadiga de musculatura do ombro demonstram alterações biomecânicas, sendo estas caracterizadas pela migração superior da cabeça umeral durante o movimento de elevação do membro superior, originando assim, manifestações

clínicas (POPPEN e WALKER, 1976; AN et al., 1991; SHARKEY e MARDER, 1995; SANTOS, 1997; KEENER et al., 2009).

Reconhecer alterações do padrão normal de movimento bem como interpretar achados anormais identificados durante o exame clínico é essencial na prática clínica. É também conhecido que durante a avaliação clínica de pacientes com lesão dos tendões do manguito rotador, a identificação de alterações da cinemática do ombro é capaz de precipitar sintomas e sinais os quais são utilizados rotineiramente para o diagnóstico desta enfermidade, como exemplo, a dor (AN et al., 1991).

Essa identificação, precoce, da mudança da cinemática do ombro, até mesmo antes da identificação da dor relatada pelo paciente, é de suma importância na avaliação clínica. Este fato se deve a possibilidade do profissional da saúde iniciar medidas que alterem o curso natural de doenças por meio de orientações pertinentes como mudanças de estilo de vida, cuidados com deslocamentos e carregamentos de pesos excessivos entre outras ações.

Decorrente a importância do conhecimento da biomecânica da articulação do ombro, diversos métodos foram desenvolvidos para efetuar o estudo desse tema que podem ser realizados desde observação visual, mensurações com goniômetros, e, mais recentemente, a aplicação de recursos computacionais em três dimensões (KHAN et al., 2010; BULLING et al., 2014; MICHENER et al., 2016; KIM et al., 2017b). Nessa última modalidade, é utilizado com frequência o dispositivo eletromecânico acelerômetro, aparato esse incorporado na maioria dos aparelhos celulares (LEE et al., 2013; YURTMAN e BARSHAN, 2014; BOBIN et al., 2017).

Justamente pela circunstância do uso de tecnologias atuais no auxílio de análises da cinemática de articulações, é de relevante significado o desenvolvimento dos métodos os quais serão aplicados para essa finalidade. Além disso, é ainda necessária a determinação de parâmetros e de atributos que representam com adequação os fenômenos físicos da dinâmica das juntas para alcançar a melhor acurácia e precisão.

Assim sendo, neste trabalho, confeccionou-se um método original para a avaliação da cinemática do ombro por meio de acelerômetro, cujo intuito foi de analisar e descrever o comportamento do movimento tridimensional físico-mecânico dessa região anatômica. Com isso, espera-se contribuir positivamente para o entendimento do fenômeno de movimento dessa complexa articulação,

auxiliando no diagnóstico, no acompanhamento, na terapêutica, e, principalmente, na prevenção das enfermidades do ombro e de outras articulações.

1.2 Bases teóricas e dados da literatura

1.2.1 Anatomia e biomecânica do ombro

O ombro é constituído por três articulações sinoviais sendo representadas pela glenoumeral, acromioclavicular e esternoclavicular e por duas interfaces de movimento, a escapulotorácica e a umeroacromial (INMAN et al., 1944).

A articulação escapulotorácica é responsável por aproximadamente um terço da elevação total do ombro e a maior parte da mobilidade dessa região anatômica está sob a responsabilidade da articulação glenoumeral (INMAN et al., 1944; LUCAS, 1973; DVIR e BERME, 1978; PERRY, 1988; KIBLER e SCIASCIA, 2010). Assim sendo, as estruturas anatômicas e topográficas desta região serão detalhadas a seguir.

1.2.1.1 Articulação esternoclavicular

A articulação esternoclavicular, composta pela extremidade superior do osso esterno e pela extremidade proximal da clavícula, é a única articulação esquelética entre a extremidade superior e o esqueleto axial (Figura 1) (DePALMA, 1963, PERRY, 1988, FROSI et al., 2004, TUSCANO et al., 2009).

Nesta articulação, a estabilidade óssea é relativamente reduzida, pois as superfícies de congruência entre os ossos são planas e, conseqüentemente, a união e a estabilidade das estruturas são feitas basicamente pelos arcabouços ligamentares (DePALMA et al., 1949; DePALMA, 1950; DePALMA, 1957; DePALMA, 1963, FROSI et al., 2004).

Além do complexo ligamentar, outra estrutura que auxilia na estabilização da clavícula é o disco intra-articular, componente este responsável pelo aumento do equilíbrio da junta e também pela divisão da cavidade articular em dois compartimentos e está presente em 97% dos cadáveres (DePALMA, 1963).

A porção esternal da articulação é uma superfície em sela, com o eixo longo na direção superior para inferior, e o eixo curto de anterior para posterior (DePALMA, 1963, WIRTH e ROCKWOOD, 1996; BROSSMANN et al., 1996). Esta articulação está orientada para posicionar-se discretamente aos planos posterior e lateral, e, superiormente, com angulação posterior de aproximadamente 20°. No lado clavicular, a superfície côncavo-convexa encaixa-se adequadamente com a articulação esternal e nota-se que inferiormente está presente uma faceta que articula com a primeira costela (RENFREE e WRIGHT, 2003). O exame das superfícies da articulação com o longo eixo com direção superior-inferior e o eixo anterior-posterior mais curto sugere a possibilidade de duas direções de translação: (1) o movimento anteroposterior e (2) a translação superior e inferior. Entretanto, uma rotação axial da clavícula também ocorre nesta translação (RENFREE e WRIGHT, 2003).

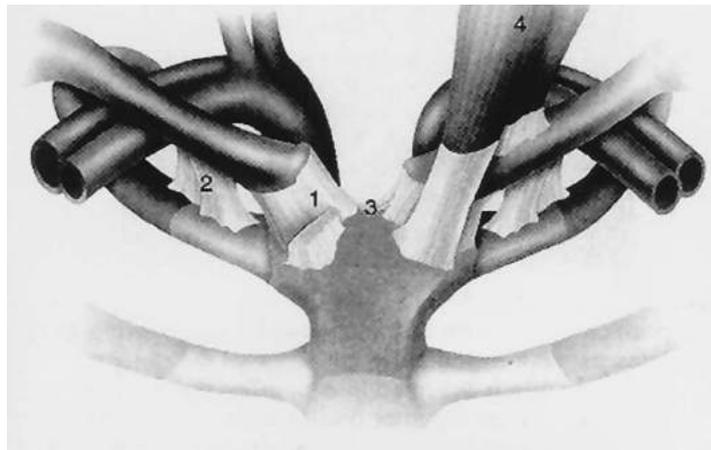


Figura 1. Articulação esternoclavicular. Cápsula anterior (1), ligamento costoclavicular (2), ligamento interclavicular (3) e tendão do músculo esternocleidomastoideo (4). Fonte SPENCER et al., 2002.

Os principais ligamentos da articulação são os ligamentos esternoclaviculares ou capsulares anterior e posterior, sendo que o último é o mais importante estabilizador para a depressão inferior da extremidade lateral da clavícula (DePALMA, 1963; BEAM, 1967).

Ainda existe a presença do ligamento interclavicular e esta estrutura apresenta extensão de clavícula a clavícula, com inserção no esterno (BEAM, 1967). Os ligamentos costoclaviculares anteriores e posteriores fixam-se da primeira costela à superfície inferior da clavícula ipsilateral. Funcionalmente, as

fibras anteriores resistem à deslocação para cima, enquanto a porção posterior resiste à rotação para baixo, da clavícula medial (BEAM, 1967).

A articulação esternoclavicular é dotada de movimento em ambas as partes da junta com a possibilidade de duas direções de translação: (1) movimento anteroposterior e (2) translação superior e inferior. Assim, ocorrem tanto elevação como depressão na articulação entre a clavícula e o disco e movimentos anteroposterior e rotatório entre o disco e o esterno. A amplitude de movimento, quando avaliado em componente tecidual “*in vivo*” apresenta aproximadamente 30° a 35° graus de elevação cranial (INMAN et al., 1944; BROSSMANN et al., 1996; ROCKWOOD e WIRTH, 1998; FROSI et al., 2004). O movimento na direção anteroposterior é de aproximadamente 35° e a rotação em torno do maior eixo é de 44° a 50°. Além disso, a maior parte da elevação esternoclavicular ocorre entre 30° a 90° e a elevação do membro superior e a rotação sucede-se depois de 70° a 80° de elevação (INMAN et al., 1944; ROCKWOOD e WIRTH, 1998; FROSI et al., 2004).

1.2.1.2 Articulação acromioclavicular

A articulação acromioclavicular é uma articulação diartrodial, planar, entre a porção distal da clavícula e o processo acromial da escápula, podendo incluir um disco fibrocartilaginoso (DePALMA et al., 1949; DePALMA, 1963; TURNBULL, 1998). Essa junta representa a única conexão existente entre a clavícula e a escápula, embora em até 1% dos indivíduos exista uma barra ou articulação coracoclavicular (LEWIS, 1959; ROCKWOOD, 2002).

A clavícula auxilia a escápula nas ações funcionais do ombro, e mantém a posição escapular ideal durante o movimento do braço. Desta maneira, ela age como um suporte para o ombro ao conectar o braço ao esqueleto axial por meio das articulações acromioclavicular e esternoclavicular (ROCKWOOD e WIRTH, 1998; FROSI et al., 2004).

Assim sendo, a escápula se sustenta em estruturas de tecidos ósseo e moles que confere estabilidade ao ombro e, quando estas estão intactas, permitem que os movimentos escapulares ocorram de maneira normal. No entanto, lesões em qualquer uma destas estruturas origina instabilidade à

escápula, e este fato, por sua vez, afetará negativamente a função do ombro (DePALMA, 1963).

A cápsula da articulação acromioclavicular contém uma articulação do tipo diartrodial incompletamente dividida por um disco, e, diferentemente da articulação esternoclavicular, apresenta, frequentemente, perfuração no centro e a cápsula tende a ser mais espessa em suas superfícies superior, anterior e posterior em relação à superfície inferior (INMAN et al., 1944; DePALMA et al., 1949, DePALMA, 1963).

Os movimentos angulares dessa articulação são descritos como movimento escapular em relação à clavícula, incluindo rotação para cima e para baixo em torno de um eixo direcionado perpendicularmente ao plano escapular, rotação interna e externa em torno de um eixo aproximadamente vertical, e inclinação anterior e posterior em torno de um eixo direcionado lateral e levemente anterior (INMAN et al., 1944; SHAFFER, 1999). O movimento para cima e para baixo permite rotação de aproximadamente 20° entre o acrômio e a clavícula, ocorrendo nos primeiros 20° e nos últimos 40° de elevação (INMAN et al., 1944).

Tal como ocorre com a articulação esternoclavicular, as superfícies articulares da articulação acromioclavicular não são perfeitamente congruentes, sendo essa incongruência minimizada pela presença de um menisco que promove adequado contato e transmissão de forças. A superfície articular presente na borda anteromedial da articulação acromioclavicular é plana ou ligeiramente convexa e, desse modo, esta articulação é classificada como tipo plano, e está orientada de diversas maneiras, voltada em direção anterior, medial e superior (ROCKWOOD, 2002) (Figura 2). A extremidade distal da clavícula possui uma inclinação na superfície articular, a qual é plana ou discretamente convexa voltada em direção inferior, posterior e lateral (ROCKWOOD, 2002).

Um componente extra-articular importante dessa articulação consiste nos ligamentos coracoclaviculares composto pelo (1) ligamento conóide, que se insere na superfície inferior da clavícula, no tubérculo conóide, próximo à sua crista posterior e (2) no ligamento trapezoidal que se distribui, obliquamente, superiormente, e, a seguir, lateralmente na direção da crista trapezoidal, até a porção triangular enrugada situada anterolateralmente na superfície inferior da clavícula (DePALMA, 1963; FUKUDA et al., 1986).

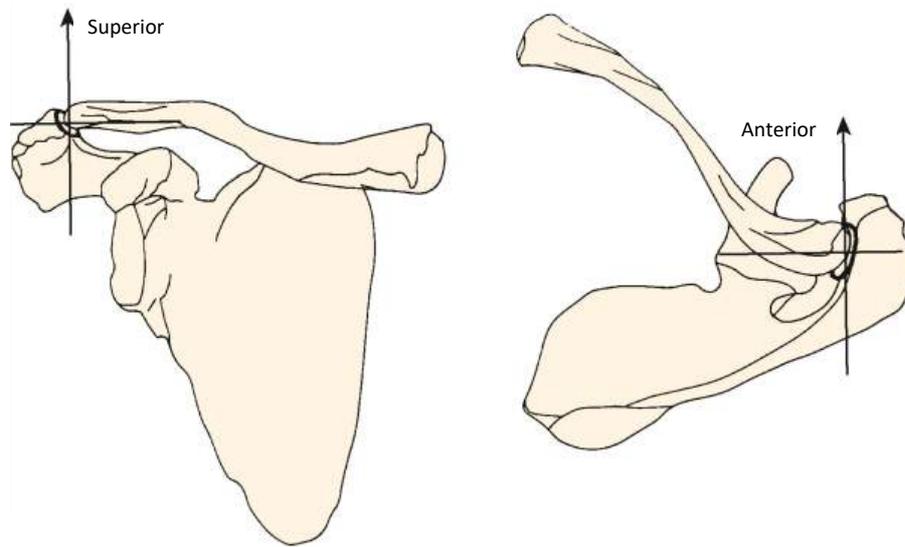


Figura 2. A articulação acromioclavicular está orientada anterosuperiormente e é considerada do tipo plano. Fonte ROCKWOOD, 2002.

Em relação aos dois ligamentos, o ligamento trapezoidal é mais longo e mais resistente, e, conseqüentemente, apresenta maior área (Figura 3) (DePALMA, 1963; ENDO et al., 2001).

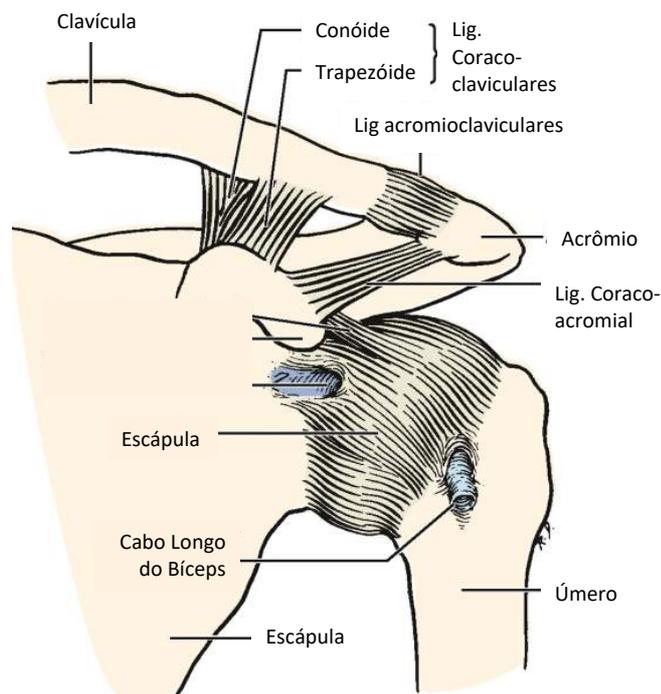


Figura 3. Os ligamentos coracoclaviculares consistem no trapezóide, mais largo e robusto e no conóide, menor e medial. Fonte: Traduzido de ROCKWOOD, 2002.

A cápsula acromioclavicular é composta por fibras de tecido conjuntivo denso que se distribuem em direção medial, posterior e superior, desde o acrômio

até a clavícula. Essas fibras resistem ao deslocamento anteroposterior e ao movimento lateral da escápula, desde a extremidade da clavícula (ROCKWOOD, 2002).

A extensão de movimento acromioclavicular é independente da articulação esternoclavicular e esse deslocamento é limitado pelo complexo ligamentar coracoclavicular e acromioclavicular. De acordo com a maioria dos pesquisadores, a rotação da articulação acromioclavicular realiza-se segundo três eixos. Esses movimentos podem ser descritos como rotação anteroposterior da clavícula sobre a escápula, rotação superoinferior e rotação axial anterior (inferior) e posterior (superior) (INMAM et al., 1944; FUKUDA et al., 1986; ENDO et al., 2001).

Estudos que utilizaram a análise dos movimentos tridimensionais das articulações esternoclavicular e acromioclavicular demonstraram existir um processo biomecânico complexo destas articulações envolvidas (LAUMANN, 1987; ENDO et al., 2001), pois durante a elevação do membro superior, ocorre, também, a elevação clavicular de aproximadamente 30° (INMAM et al., 1944; CONWAY, 1961; ENDO et al., 2001). Além deste deslocamento, existe ainda o movimento de rotação anterior de aproximadamente 10° durante os primeiros 40° de elevação do ombro e de aproximadamente 20° após os primeiros 40° de elevação (INMAM et al., 1944; CONWAY, 1961; ENDO et al., 2001).

A rotação axial da clavícula é um componente essencial e fundamental para o movimento do ombro, principalmente quando é realizada a elevação do braço (INMAM et al., 1944), e, se porventura não fosse permitida a rotação da clavícula, o braço alcançaria uma elevação aproximada de 110° (INMAM et al., 1944, LUDEWIG e COOK, 2000; McCLURE et al. 2001; LUDEWIG et al., 2004).

A rotação superior-posterior da clavícula inicia-se depois que o braço atinge cerca de 90° de elevação, e, a seguir, progride de maneira linear alcançando cerca de 40° de rotação com a elevação total do braço, por meio do afrouxamento dos ligamentos coracoclaviculares (INMAM et al., 1944).

CONWAY (1961) utilizou um dispositivo que descreveu a mudança na posição da espinha da escápula em relação a um ponto definido arbitrariamente na clavícula com o objetivo de identificar a amplitude de movimento na articulação acrômio-clavicular. Esses valores foram então convertidos em medidas angulares os quais indicaram aproximadamente 30° de rotação ascendente e 8° de rotação externa durante um movimento combinado de flexão total do úmero e rotação

externa. Embora esse estudo tenha fornecido informações valiosas sobre o movimento desta articulação, os dados foram demonstrados para apenas duas rotações. Como o movimento na articulação acromioclavicular ocorre em três dimensões, análises mais abrangentes foram necessárias para descrever o movimento articular. Assim, recentemente, as pesquisas concentraram-se em métodos tridimensionais (3D) para examinar os movimentos da cintura escapular (LUDEWIG e COOK, 2000; ENDO et al., 2001; MCCLURE et al. 2001; LUDEWIG et al., 2004; LUDEWIG et al., 2009).

1.2.1.3 Articulação glenoumeral e escapulotorácica

Conforme constatado anteriormente, os movimentos do complexo do ombro tem sido objeto de estudo por mais de 100 anos e é digno de nota que a amplitude articular destes movimentos são maiores do que qualquer outra articulação do corpo (BRAUNE e FISCHER, 1888; FICK, 1911; FREEDMAN e MUNRO, 1966; ENGEN e WILLIAM, 1968; DOODY et al., 1970; WOLF, 1974; DVIR e BERME, 1978; NEER, 1983; HAWKINS e ABRAMS, 1987; HOWELL e GALINAT, 1989; ITOI et al., 1996; PALETTA et al., 1997; LUKASIEWICZ et al., 1999; LUDEWIG e REYNOLDS, 1999; LUDEWIG e COOK, 2000; YAMAGUCHI et al., 2000; SMITH et al., 2002; COOLS et al., 2003; MELL, 2005; SCIBEK et al., 2009).

As primeiras pesquisas sobre a biomecânica do ombro consideraram o movimento do braço sob os planos sagital, coronal e transversal e este complexo movimento foi apropriadamente descrito por Codman como "ritmo escapuloumeral" (CODMAN, 1934). Quase todas as investigações *a posteriori*, relativas aos movimentos da cintura escapular, concentram-se na quantificação deste o qual descreve a maneira pela qual a elevação do úmero é composta de rotações da articulação glenoumeral e do plano de deslizamento escapulotorácico (FREEDMAN e MUNRO, 1966; DOODY et al., 1970; POPPEN e WALKER, 1976; LAUMANN, 1987).

Clinicamente, durante o período inicial de 0 a 90° de abdução, as contribuições relativas do movimento glenoumeral e escapulotorácico seguem proporção de dois graus de elevação da articulação glenoumeral para cada grau

de elevação da escapulotorácica (CODMAN, 1934; FREEDMAN e MUNRO, 1966; POPPEN e WALKER, 1978).

Quando o movimento de uma articulação, mais especificamente, uma articulação diartrodial, é analisado, um modelo cinemático da junta pode ser estabelecido para facilitar a compreensão. Sabendo que a função da articulação é determinada principalmente pela forma e contorno das superfícies de contato e também pelas restrições dos tecidos moles circundantes, as articulações anatômicas podem apresentar em até seis graus de liberdade (GDL), nos quais seis parâmetros independentes podem ser medidos e descritos (CODMAN, 1934). No entanto, modelos simplificados podem ser adotados para facilitar a análise dos dados, como descrito a seguir.

A articulação do ombro é considerada como uma articulação tipo bola e soquete, sendo que a cabeça, em forma de bola, se encaixa em um soquete côncavo, a cavidade glenóide (AN e CHAO, 1984; ROCKWOOD, 2002). O movimento do segmento em deslocamento representado pela cabeça do úmero se faz através da rotação em torno de três eixos que se cruzam no centro da articulação. O movimento relativo é caracterizado por todos os pontos do segmento móvel que viajam em esferas concêntricas em torno do único centro articular em um corpo fixo. Esta articulação tipo bola e soquete ou enartrose, tem três GDL e é a articulação mais comumente utilizada para demonstrar o movimento articular tridimensional do ombro e também do quadril (AN e CHAO, 1984).

Os movimentos articulares podem ser descritos com graus variados de detalhamento, sendo possível a divisão em movimento planar bidimensional e movimento espacial tridimensional (AN e CHAO, 1984; HOWELL e GALINAT, 1989). No movimento planar bidimensional, também conhecido como movimento de deslizamento das superfícies articulares, os segmentos em deslocamento são capazes de realizar translação e rotação em torno de um segmento fixo. Devido ao componente translacional do movimento, o centro de rotação ou o eixo de rotação do segmento em movimento mudará ao longo do curso do movimento, e em qualquer ponto no tempo, um centro de rotação aproximado, definido como Centro Instantâneo de Rotação (CIR), pode ser determinado (AN e CHAO, 1984).

Um método para estabelecer o CIR foi descrito por Franz Reuleaux em 1876 (REULEAUX, 1876). Por meio de recurso radiológico, foi investigada a relação entre a cabeça umeral e a cavidade da glenóide durante a elevação do

braço no plano escapular. Nesse método, as localizações instantâneas de dois pontos no segmento em movimento eram identificadas a partir de duas posições consecutivas dentro de um curto período de tempo, e a interseção das bissetrizes das linhas que uniam os mesmos pontos nas duas posições eram definidas como CIR (Figura 4) (REULEAUX, 1876; AN e CHAO, 1984). Vale ressaltar que a determinação do CIR pelo método descrito acima apresenta possibilidade de erros na localização dos pontos utilizados para definir os CIRs individuais.

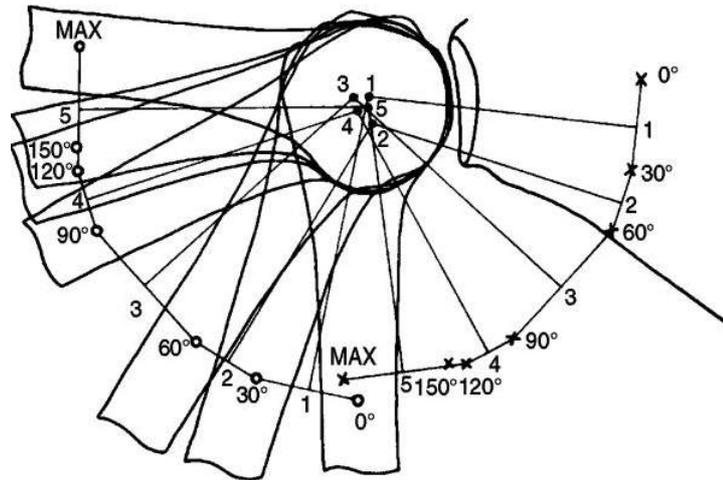


Figura 4. Determinação do Centro Instantâneo de Rotação pelo método de Reuleaux. Os pontos 1 e 2 deslocam-se para 1 "e 2", respectivamente, durante a rotação do segmento móvel. Os bissetores perpendiculares dessas linhas de deslocamento se interceptam no centro instantâneo do deslocamento. Fonte: ROCKWOOD, 2002.

Para a reprodução do movimento planar ou de deslizamento das superfícies articulares, os termos movimento do tipo giratório, de rolamento e de deslizamento são comumente utilizados (Figura 5) (AN e CHAO, 1984). A maior parte dos movimentos das articulações do tipo planar pode ser descrita usando uma combinação de quaisquer dois dos três tipos básicos de movimento (AN e CHAO, 1984; ROCKWOOD, 2002).

No movimento giratório, o ponto de contato na superfície fixa não se modifica e o CIR está localizado no centro do corpo em movimento que está passando por rotação pura (Figura 5) (AN e CHAO, 1984).

O movimento de rolamento é aquele realizado entre os segmentos móveis e fixos, nos quais os pontos de contato em cada superfície estão em contínua modificação. No entanto, o comprimento do arco da superfície em movimento

igualar-se à trajetória sobre a superfície fixa, de modo que ambas as superfícies fazem contato, ponto-a-ponto, sem deslizamento. O movimento relativo de rolamento é uma combinação de rotação com translação com o CIR localizado no ponto de contato (Figura 5) (AN e CHAO, 1984).

Outro movimento, o de deslizamento, é definido como a translação de um segmento móvel contra a superfície de um segmento fixo. O ponto de contato do segmento móvel não se modifica, enquanto a superfície de congruência possui ponto de contato em constante mudança. Se a superfície do segmento fixo for plana, o CIR está localizado no infinito, caso contrário, estará localizado no centro da curvatura da superfície fixa (Figura 5) (AN e CHAO, 1984; ROCKWOOD, 2002).

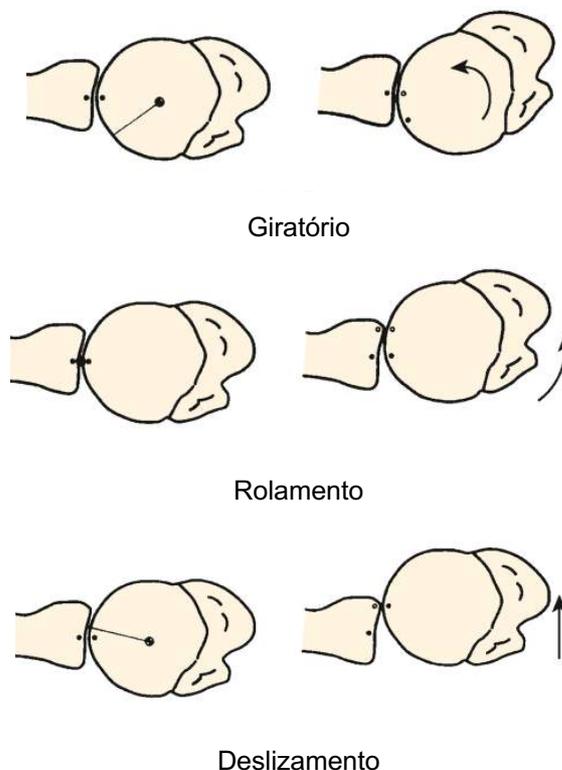


Figura 5. Representação dos três tipos de movimentos da articulação glenoumeral (giratório, rolamento e deslizamento). Fonte: ROCKWOOD, 2002.

1.2.1.4 Paradoxo de Codman e Ângulos Eulerianos

O Paradoxo de Codman é descrito quando a partir da posição anatômica de repouso com o membro superior ao lado do corpo realiza-se o movimento de

flexão do braço seguido de movimento no plano horizontal para posterior e retorno para a posição inicial. De modo surpreendente, uma posição final diferente da posição inicial é observada com rotação externa do úmero, porém sem o movimento de giro ter sido realizado (JOHNSTON, 1937; ROCKWOOD, 2002).

A explicação para este Paradoxo é que as rotações seriais angulares são sequências-dependentes e não aditivas (KARDUNA et al., 2000). Isso significa que 90° de rotação em um eixo z e a seguir em um eixo x resulta numa posição final diferente do que a rotação do eixo x seguida de rotação do eixo z (Figura 6).

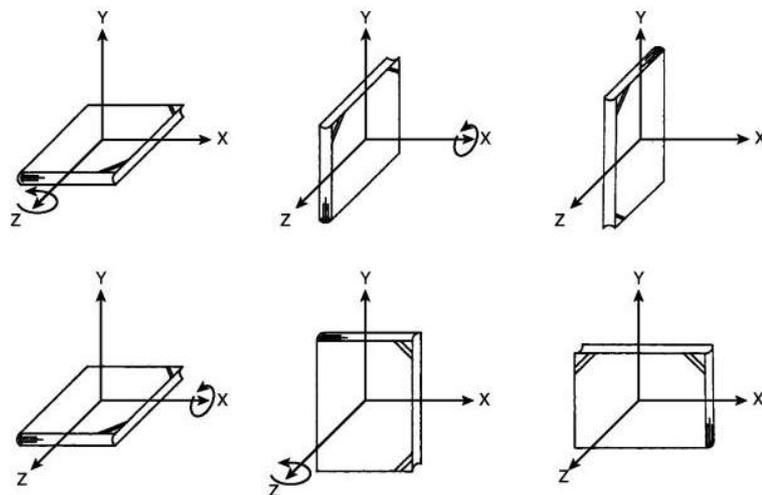


Figura 6. A orientação final do movimento tridimensional de um corpo é dependente da sequência de rotações seriais em torno dos eixos ortogonais. Fonte: ROCKWOOD, 2002.

Assim sendo, quando o úmero é mantido em repouso em relação à escápula desarticulada, a superfície anterior está voltada para frente e o epicôndilo medial está direcionado medialmente (Figura 7 - posição A). E, se o úmero é fletido em um ângulo reto, a superfície anterior é direcionada para cima e o epicôndilo medial aponta medialmente (Figura 7 - posição B). Ainda nessa concepção, a ausência de movimento de giro do úmero em torno de seu eixo mais longo e com a cabeça rodada na cavidade glenoidal, o úmero é movimentado para trás em um plano horizontal até atingir o plano da escápula. A superfície anterior continuará direcionada para cima e o epicôndilo medial apontará para frente (Figura 7 - posição C).

Em seguida, sem girar o osso em torno do seu eixo maior, movimentando o úmero para sua posição original nota-se que a superfície anterior agora se

direciona para lateral e o epicôndilo medial aponta para frente. Portanto, movendo o osso através de um ângulo reto consecutivamente através de três planos perpendiculares entre si, o úmero é então movimentado lateralmente em ângulo reto (Figura 7 - posição D) (JOHNSTON, 1937; PEARL et al., 1992b).

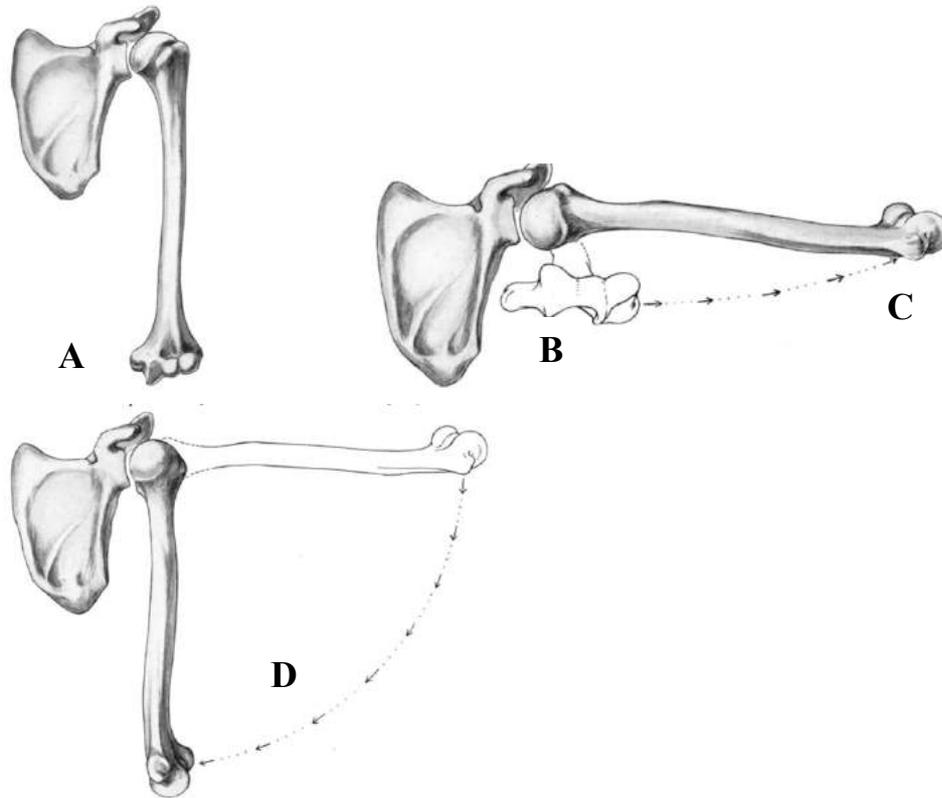


Figura 7. Paradoxo de Codman. A figura demonstra a cinemática da articulação do ombro durante a posição de Repouso (A), Abdução (B) e Movimentação para posterior no plano horizontal (C), em três dimensões. Fonte: JOHNSTON, 1937.

A Sociedade Internacional de Biomecânica, por meio do Comitê para Padronização e Terminologia, iniciou o processo de desenvolvimento de padrões para descrição apropriada da cinemática abordando questões relacionadas à seleção de sequências angulares Eulerianas, incluindo para isso, um subcomitê com foco no movimento do ombro (VAN DER HELM e PRONK, 1995).

A palpação dos marcos anatômicos e as descrições dos movimentos da articulação do ombro seguem, portanto, os protocolos recomendados por esta Sociedade com os eixos anterior, superior e lateral direcionados perpendiculares entre si (WU et al., 2005). Neste sentido, os movimentos da clavícula, da escápula e do úmero foram descritos em relação ao tórax, utilizando-se para isso os

ângulos Eulerianos e Cardan (SUNTAY et al., 1978; LUDEWIG e COOK, 2000; WU et al., 2005).

Embora possam não ser familiares para a maioria dos clínicos, estes espaços geométricos permitem a descrição de rotações angulares tridimensionais como rotações sequenciais em cada um dos três eixos anatômicos e é o padrão atual para a descrição do movimento do ombro em pesquisas dessa região topográfica (WU et al., 2005; HANSEN et al., 2018). Vale ressaltar que essa descrição tridimensional difere da descrição clínica a qual utiliza o goniômetro, ferramenta que analisa o movimento articular, na detecção angular dos deslocamentos, de modo estático.

Assim sendo, múltiplas rotações sobre eixos ortogonais devem ser definidas pela sequência de rotação e em termos aeroespaciais, essas rotações podem ser representadas pelos Ângulos Eulerianos, pois os deslocamentos são em característica tridimensional (BLANKEVOORT et al., 1988; WOLTRING, 1991; COLE et al., 1993).

Sob esse contexto, para o tronco, esses eixos 3Ds foram alinhados com os planos frontal, sagital e transversal, enquanto que para a clavícula, o eixo lateral foi direcionado a partir do marco esternoclavicular até a articulação acromioclavicular e, para a escápula, o eixo lateral foi direcionado da raiz da espinha da escápula para a articulação acromioclavicular e com o eixo anterior perpendicular ao plano da escápula (VAN DER HELM e PRONK, 1995; ROCKWOOD, 2002). Em relação ao úmero, o eixo lateral foi direcionado paralelamente à linha transversal que une os epicôndilos medial e lateral, com o eixo superior ao longo do maior eixo.

Assim, a posição de 0° de rotação externa glenoumeral ocorre quando o eixo entre os epicôndilos do úmero está paralelo ao eixo lateral escapular. Esta posição 0° alinhada com o epicôndilo difere da descrição clínica alinhada com o antebraço, que compensa a posição 0° decorrente ao ângulo de carregamento do cotovelo (VAN DER HELM e PRONK, 1995).

O braço é capaz de movimentar-se num ângulo de aproximadamente 0° a 180°, 0° a 150° e 0° a 170° de elevação, rotações interna e externa e flexão e extensão no plano horizontal, respectivamente (STEINDLER, 1955). Estes movimentos, que representam a somatória de deslocamentos compostos de diversas articulações, têm lugar primariamente nas articulações glenoumeral e escapulotorácica e em menor intensidade nas articulações acromioclavicular e

esternoclavicular. Entretanto, as posições extremas dos movimentos do ombro requerem rotação ao nível das articulações esternoclavicular e acromioclavicular (STEINDLER, 1955).

Os movimentos umerais relativos ao tórax foram definidos como o plano de elevação em torno do eixo superior, o ângulo de elevação em relação ao eixo anteriormente direcionado e a rotação interna-externa em torno do eixo umeral. Movimentos articulares glenoumerais, do úmero em relação à escápula, foram descritos como a elevação umeral em relação ao eixo anteriormente dirigido, o plano de elevação, anterior ou posterior do plano escapular em torno do eixo lateral e o eixo axial interno-externo de rotação em torno do eixo superior (LUDEWIG e COOK, 2000).

A abdução entre o úmero e o tórax pode ser definida como o movimento de afastamento do corpo no plano coronal do tronco, enquanto a flexão entre o úmero e o tórax pode ser definida quando o braço se move para frente, paralelo ao plano sagital do tronco. A abdução do plano escapular é realizada em um plano 40° anterior ao plano coronal do tronco (WU et al., 2005).

O movimento da clavícula em relação ao esterno, movimento da articulação esternoclavicular, foi definido como a retração-protração sobre o eixo superior, a elevação-depressão em torno do eixo anterior e a rotação ântero-posterior em torno do eixo lateral (WU et al., 2005).

O movimento da escápula em relação ao tórax, movimento articular escapulotorácico, foi definido como rotação interno-externa em torno do eixo superior, rotação para cima e para baixo em torno do eixo perpendicular ao plano da escápula e inclinação ântero-posterior em torno do eixo lateralmente direcionado. O movimento da escápula em relação à clavícula, movimento articular acromioclavicular, foi definido com o uso da mesma nomenclatura da escápula em relação ao tórax (WU et al., 2005).

1.2.1.5 Movimento tridimensional da articulação glenoumeral

A análise tridimensional do movimento de um corpo com volume necessita de três coordenadas lineares e três angulares para especificar a localização e orientação do corpo no espaço (BLANKEVOORT et al., 1988; WOLTRING, 1991; COLE et al., 1993). Sob esse quesito, diversos estudos demonstraram relevante

diferença entre os resultados das sequências de movimentos tridimensionais realizadas para a articulação do joelho (WOLTRING, 1994; YOSHIMURA et al., 2002; YOSHIMURA et al., 2003; SHAMSI et al., 2019) e coluna vertebral (CRAWFORD et al., 1996; MCGILL et al., 1997; YING e KIM, 2002; CHIGATERI et al. 2018).

Apesar de numerosos métodos estarem disponíveis para descrever o movimento espacial de um corpo cabe destacar dois dos mais comumente empregados para essa finalidade e representados pelas descrições dos Ângulos de Euler e do Eixo de Deslocamento de uma Hélice (EDH) (KARDUNA et al., 2000; YING e KIM, 2002; CHIGATERI et al., 2018).

Se a articulação glenoumeral for estável e com característica de articulação modalidade esfera em uma concavidade, esse aspecto é suficiente para considerar apenas a rotação da articulação, e os reduzidos deslocamentos de translação poderão não ser considerados. Neste caso, a descrição da rotação tridimensional empregando o sistema de Ângulos Eulerianos torna-se a mais apropriada, pois estes são utilizados comumente para retratar o movimento articular tridimensional, sendo que representam três rotações sequenciais sobre eixos anatômicos (BLANKEVOORT et al., 1988; WOLTRING, 1991; COLE et al., 1993).

De acordo com a distribuição geométrica, o braço pendendo ao lado do corpo representa o eixo z e é definido como perpendicular ao plano escapular. O eixo y aponta lateralmente para fora e o eixo x aponta distalmente ao longo do eixo da diáfise do úmero.

Com o posicionamento apresentado, a sequência de rotação da articulação glenoumeral ou a orientação do úmero em relação à escápula, por meio da descrição Euleriana, se faz da seguinte maneira: para a primeira rotação \emptyset , giro do úmero em torno do eixo x por um deslocamento f para a definição do plano de elevação, para a segunda rotação θ , giro do braço em torno do eixo z para definir a elevação do braço e, para a terceira rotação Ψ , rotação axial do úmero em torno do eixo x em quantidade Ψ para completar o processo.

Durante o movimento de circundução do úmero, por exemplo, o Ângulo Euleriano correspondente deverá ser mensurado como na Figura 8. Esta descrição poderia ser empregada clinicamente para descrever a gama de movimentos da articulação, tal como a especificação da posição articular, e, onde

qualquer anormalidade ou enfermidade presente poderão ser quantitativamente documentadas (AN et al., 1991).

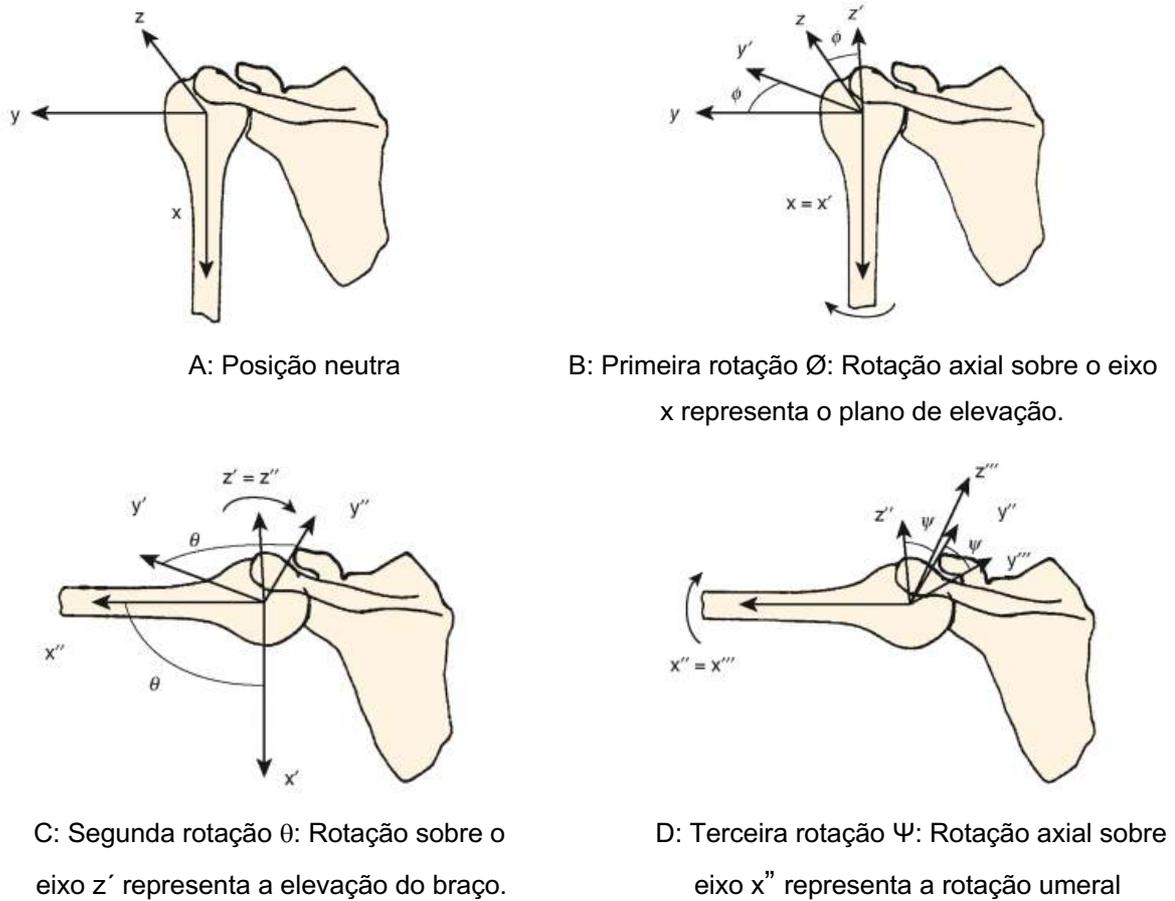


Figura 8. Sequência de rotação tridimensional em torno dos eixos ortogonais do ombro esquerdo em visão pósterio-anterior empregando o sistema de angulação Euleriana, sequência-dependente. Fonte: Traduzido de AN et al., 1991.

1.2.1.6 Descrição física da elevação e da rotação externa do braço

A elevação do braço, uma das mais importantes funções do ombro, tem sido estudada para determinar a relação e a contribuição que as articulações glenoumeral e escapulotorácica realizam e este processo é conhecido como ritmo escapuloumeral (CODMAN, 1934). As descrições originais deste ritmo foram realizadas com referência ao plano coronal (CODMAN, 1934; SAHA, 1961), entretanto, com base em observações empíricas, o anatomista MCGREGOR (1937) e o cinesiologista KABAT (1953) observaram que durante as atividades funcionais que utilizam a extremidade superior, os seres humanos raramente

elevam o úmero no plano coronal, ou ainda, no sagital, e sim, os indivíduos preferem elevar o úmero dentro de um plano intermediário que se situa entre estes dois planos, o chamado plano escapular (Figura 9).

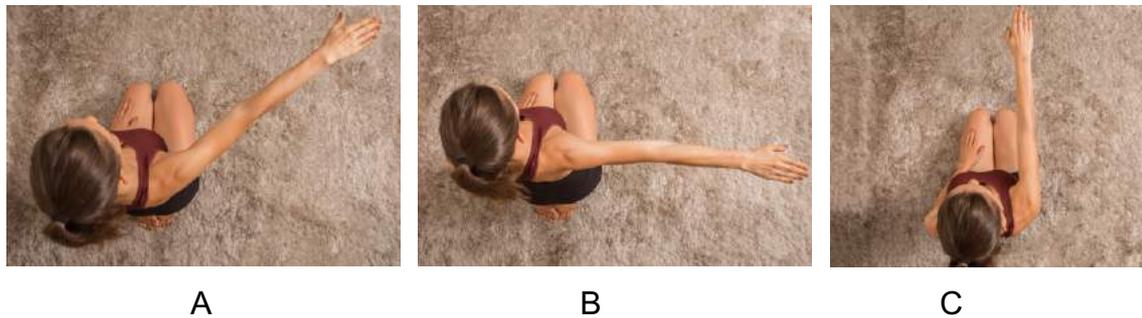


Figura 9. Vista superior dos movimentos de elevação anterior no plano escapular (A), abdução no plano coronal (B) e flexão anterior do ombro no plano sagital (C).

Uma explicação para que os seres humanos utilizem este plano seria que, nesta posição, a porção inferior da cápsula glenoumeral não apresenta tensão elevada, permitindo assim, maior excursão do ombro (Figura 10) (JOHNSTON, 1937; YODAS et al., 1994; MICHIELS e GREVENSTEIN, 1995).

Nenhum dos sistemas de referência é completamente adequado para descrever, integralmente, as complexas sequências rotacionais envolvidas na elevação do braço, uma vez que as modificações da posição da escápula usualmente não têm sido consideradas. As descrições mais antigas definiam a contribuição glenoumeral nos primeiros 90° de elevação, seguida de rotação escapulotorácica (STEINDLER, 1955).

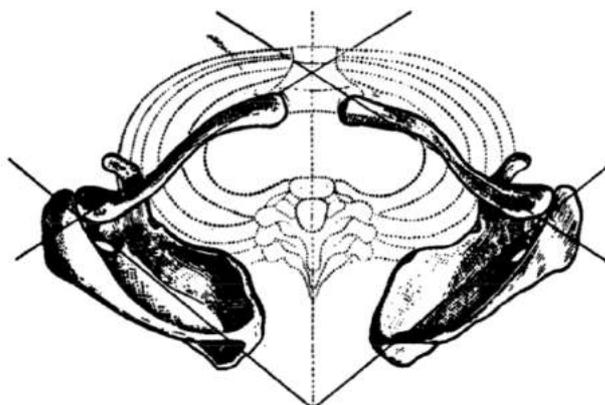


Figura 10. Na posição anatômica, a escápula está orientada na parede torácica entre os planos frontal e sagital e esta posição de repouso está relacionada com a curvatura dos arcos costais. Fonte: STEINDLER, 1955.

Trabalhos subsequentes descreveram o movimento glenoumeral-escapulotorácico na relação de 2:1, ou seja, a cada dois graus de elevação da articulação glenoumeral existe um grau de elevação da articulação escapulotorácica (Figura 11) (INMAN et al., 1944; LAUMANN,1987). Outras pesquisas indicaram uma relação inconsistente durante os primeiros 30° de elevação com presença de variações entre indivíduos decorrentes a diferenças métricas de partes do corpo (DOODY et al., 1970; MICHIELS e GREVENSTEIN, 1995; MATSUKI et al., 2011).

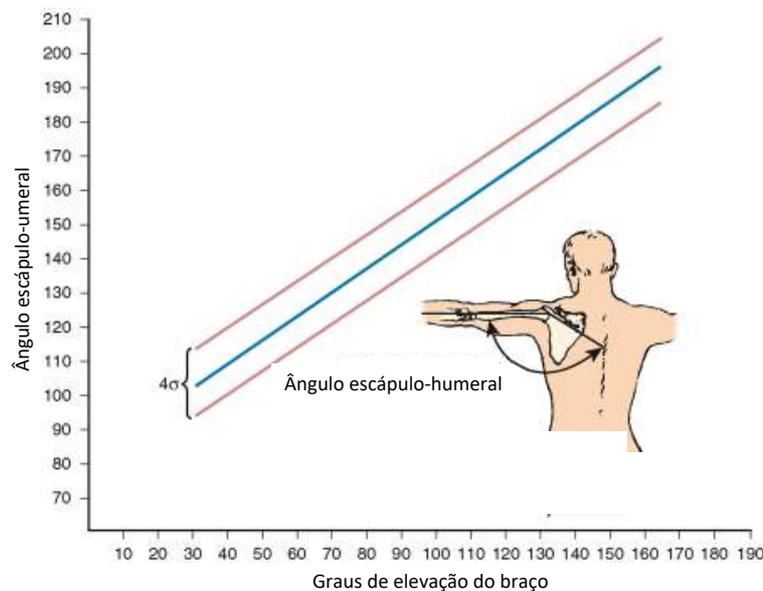


Figura 11. Relação entre os movimentos das articulações glenoumeral e escapulotorácica. Fonte: Traduzido de INMAN et al., 1944.

BERGMANN (1987) descreveu que durante os primeiros 30° de elevação ocorre uma variabilidade maior de movimento da articulação glenoumeral entre indivíduos, e, nos últimos 60°, verificou-se que a contribuição de movimento da articulação glenoumeral e da escapulotorácica são similares.

Com o movimento do braço para cima, um deslocamento complexo de rotação ocorre na escápula. Além da rotação para cima, ocorrem 6° de rotação anterior com referência ao tórax durante os primeiros 90° do movimento do braço (LAUMANN, 1987). Nos seguintes 16° de rotação, a escápula repousa girada posteriormente cerca de 10° quando comparada com a posição de repouso original. Dessa maneira um arco de cerca de 15° de rotação anteroposterior é

originado com a elevação do braço, e esse deslocamento promove uma inclinação de 20° anterior com referência ao tórax (LAUMANN, 1987).

HARRYMAN (1993) confirmou esta relação para outros planos além do escapular e coronal. Após a mensuração da cinemática tridimensional das articulações glenoumeral e escapulotorácica, para vários planos de elevação, este pesquisador concluiu que a contribuição relativa de movimento das juntas glenoumeral e escapulotorácica, no arco inteiro de elevação apresentava proporção de 2:1 (HARRYMAN et al., 1993).

Para a mensuração da elevação do braço, semiotécnicas clínicas incluíram desde observação visual até avaliação tridimensional (FREEDMAN e MUNRO, 1966; POPPEN e WALKER, 1976; HOWELL et al., 1986; BAGG e FORREST, 1988; AN et al., 1991; LUDEWIG, 2008).

A Sociedade Americana de Cirurgiões de Ombro e Cotovelo (HAWKINS e BOKOR, 1990) orientou a medição da elevação umeral no plano escapular como um componente do seu recomendado procedimento para avaliação do ombro. Além disso, numerosos investigadores relataram várias características biomecânicas do complexo do ombro quando o braço está elevado no plano escapular (FREEDMAN e MUNRO, 1966; POPPEN e WALKER, 1976; HOWELL et al., 1986; BAGG e FORREST, 1988; AN et al., 1991). Embora a elevação do úmero no plano escapular seja um padrão de movimento funcional e amplamente aceito pelos ortopedistas, ainda existem poucos estudos que verificaram a confiabilidade da medição da elevação do braço nesse plano em um ambiente clínico (YOUODAS et al., 1994).

Em diversas situações, a cinemática escapulotorácica pode estar alterada e este movimento é capaz de ser identificado em variadas disfunções do ombro, como exemplo, presença de implantes como hastes, placas e próteses, e em enfermidades como instabilidade de ombro, roturas do manguito rotador, quadros dolorosos de junta entre outras (WARNER et al., 1992; LUDEWIG e REYNOLDS, 1999; LUDEWIG e COOK, 2000; ENDO et al., 2001; HUANG et al., 2010). Dentro desse cenário, o aumento da rotação interna, a diminuição da rotação para cima e a diminuição da inclinação posterior da escápula no tórax têm sido descritos em indivíduos com SIO e com instabilidade de ombro (WARNER et al., 1992; LUKASIEWICZ et al., 1999; LUDEWIG e COOK, 2000; ENDO et al., 2001; HUANG et al., 2010).

Pesquisadores observaram que a rotação externa do úmero é necessária para a máxima elevação do braço e a restrição para a elevação completa desse segmento de membro superior tem relação com a restrição mecânica causada pelo impacto entre o tubérculo maior do úmero com o acrômio durante a elevação do braço (JOHNSTON, 1937; PEARL et al., 1993, INUI et. al, 2009). Neste sentido, a rotação externa libera o tubérculo maior para uma posição posterior, permitindo assim, a elevação plena do braço (JOHNSTON, 1937).

A rotação externa do úmero também proporciona uma menor tensão dos ligamentos glenoumerais inferior e médio. Dessa maneira, este mecanismo libera o efeito limitador inferior destes ligamentos, permitindo elevação total do braço (DVIR e BERME, 1978). Além disso, também se demonstrou que a elevação com máxima rotação externa do úmero assume posição de maior estabilidade do ombro quando comparada com a posição elevada sem rotação externa (DVIR e BERME, 1978).

Assim sendo, a combinação dos movimentos das articulações glenoumeral e escapulotorácica foi descrita e subdividida em quatro estágios. A complexa sequência desse evento inicia-se com o movimento glenoumeral, seguida das rotações esternoclavicular e acromioclavicular, movimentos esses observados por meio da elevação da escápula, e, por fim, a escápula pivota para cima em torno da articulação acromioclavicular (LAUMANN,1987; NOBUHARA e IKEDA, 1987).

1.2.2 Ferramentas para medição da cinemática do ombro

O estudo do movimento humano é objeto de pesquisas multidisciplinares, pois integra diferentes áreas tais como medicina, engenharia, fisioterapia, educação física, informática e física. Este fato se deve à complexidade do tema, apresentando-se com amplo contexto que inclui movimentos involuntários, como contrações musculares, reflexos, tremores essenciais e ações conscientes como movimentos locomotores (AN, et al., 1988; COLE et al., 1993; BAO e INTILLE, 2004; ERMES et al., 2008; GIACOMOSSI, 2011).

A medição do movimento humano, mais conhecida como mensuração da amplitude de movimento (ADM), usualmente é realizada entre dois segmentos do corpo. Este cálculo é essencial, pois parte do exame físico ortopédico utilizado para o diagnóstico clínico de enfermidades e de acompanhamento da evolução do

tratamento de pacientes utilizam-se desse meio propedêutico (REMMLER et al., 1986; WINGATE et al., 1989; MAGEE, 1992).

Assim sendo, diversas técnicas têm sido descritas e empregadas para detectar a posição e o comportamento dos segmentos do corpo no espaço (KONTAXIS et al., 2009), e estes incluem observação direta em cadáver humano e em animais (JOHNSTON, 1937; PEARL et al., 1992a, DEBSKI et al., 1995) o uso de goniômetros (COLE e TOBIS, 1920; HELLEBRANDT et al., 1949) e eletrogoniômetros (GOODWIN et al., 1992), de sensores eletromagnéticos (KOLK et al., 2016) de marcadores óticos passivos ou ativos, de dispositivos baseados em potenciômetros e exames complementares como radiografia (INMAN e SAUNDERS, 1945; FREEDMAN e MUNRO, 1966; POPPEN e WALKER; 1976), tomografia computadorizada (TC) (KIM et al., 2015) e ressonância nuclear magnética (RNM) (ANGLIN, 2000; GRAICHEN et al., 2000).

1.2.2.1 Estudos em cadáver

Os primeiros estudos anatômicos estão registrados nos Papiros de Edwin e Smith (1600 a.C.) e Ebers (1550 a.C.), e, a partir de Claudius Galeno (130 d.C. – 210 d.C.), estudos de relevância anatômica por dissecação foram realizados a partir da Idade Média por Leonardo da Vinci (1452 – 1519) e Vesalius (1514 – 1564). Os desenhos e anotações realizados se mostraram de modo inéditos e não descobertos por séculos, além de terem sido confeccionadas de maneira meticulosa e com detalhamentos específicos de músculos, nervos, órgãos esplâncnicos e vasos, refletindo a habilidade de artista e o desafio para a época (KEELE, 1964).

Nesse sentido, a observação simples em cadáver constitui um dos primeiros esforços de pesquisa para descrever as estruturas anatômicas e ainda os movimentos das articulações, incluindo o ombro (JOHNSTON, 1937; PEARL et al., 1992a).

O estudo com cadáveres permite avaliação dinâmica direta do movimento ou da posição articular, e também a realização de exames por imagem durante os movimentos executados (PAYNE et al., 1997). Sendo assim, esta modalidade se torna uma ferramenta útil para medir a tendência de mudança durante a cinemática do ombro antes da medição *in vivo*, uma vez que é possível estudar

apenas um movimento limitado decorrente às condições não similares pela preservação da peça com o uso de substâncias como o formol.

DEBSKI et al. (1995) realizaram estudo da articulação glenoumeral de maneira dinâmica utilizando cadáveres humanos e equipamento composto por seis cilindros hidráulicos controlados por computador. O objetivo era simular a ação muscular enquanto eram realizadas excursões dos tendões e movimentos da articulação. Os ensaios mostraram que o aparelho possibilitou a criação de movimento articular glenoumeral altamente reprodutível no plano escapular. Além disso, este aparelho pode ser usado para examinar a função da musculatura do ombro e das estruturas capsuloligamentares durante o movimento normal e patológico da articulação glenoumeral.

Dentre esse escopo, outro estudo avaliou a cinemática do ombro utilizando cadáveres com o sistema de análise de movimento *Vicon* (*Vicon Motion System*, Oxford, Reino Unido), composto por seis câmeras e cinco marcadores ósseos, estes, posicionados nas porções proximais e distais do esterno e clavícula, alcançando resultados similares (KIM et al., 2017a).

FUNG et al. (2001) estudaram a cinemática de ombros de cadáveres no plano coronal, escapular e sagital enquanto a escápula, a clavícula e o úmero foram mapeados com sensores. Por meio dessa pesquisa, os autores demonstraram alterações da cinemática entre os ossos do ombro enquanto os movimentos nos diferentes planos eram realizados.

1.2.2.2 Goniômetros e eletrogoniômetros

Tradicionalmente os pesquisadores observaram e obtiveram medidas da ADM do ombro com a elevação umeral no plano sagital ou frontal, utilizando para isso o goniômetro universal (GU) (Figura 12) (COLE e TOBIS, 1920). A confiabilidade de fazer medições de flexão e de abdução umeral com um GU foi examinada em voluntários saudáveis (GREEN e WOLF, 1989) e em pacientes (HELLEBRANDT et al., 1949).

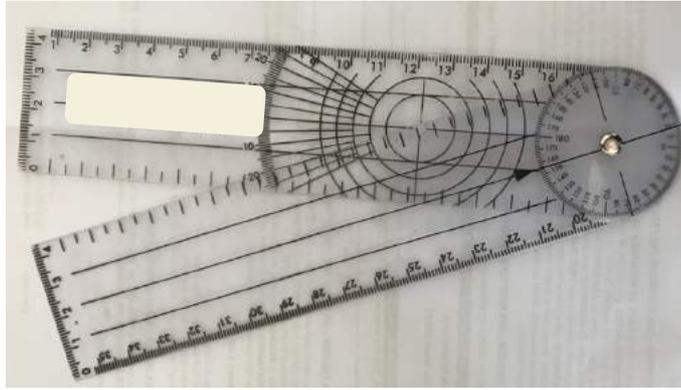


Figura 12. Goniômetro Universal.

Apesar da utilização desse equipamento até os dias atuais, pesquisadores constataram que uma das críticas fundamentais consiste na incompleta informação obtida, pois este método não referencia a mobilidade do úmero em relação ao tronco, parâmetro esse considerado vital no movimento do ombro (BAGG e FORREST, 1988; MAGEE, 1992). Sendo assim, essas aferições clínicas da flexão anterior e da abdução do úmero não incluem medidas diretas da contribuição da escápula para a cinemática do ombro.

Neste sentido, DOODY e colaboradores (1970) desenvolveram um goniômetro composto por três segmentos lineares transparentes unidos por dois transferidores de 360° e afirmaram que as medidas feitas por este instrumento da elevação do braço no plano escapular eram confiáveis (Figura 13). De acordo com as evidências anatômicas e biomecânicas mencionadas no estudo, a medida clínica da elevação ativa do braço no plano escapular é justificada, e, portanto, mede simultaneamente os movimentos das articulações glenoumeral e escapulotorácica, sendo esta uma vantagem importante do uso do GU, mas a característica estática ainda estava presente.

NICHOL (1987) e NICHOL (1989) demonstrou a aplicação de eletrogoniômetros na avaliação do movimento tridimensional das articulações e GOODWIN et al. (1992) demonstraram que esses dispositivos apresentam menores erros intraobservadores do que outros tipos de goniômetros, sendo, portanto, precisos e confiáveis na medição do movimento articular. Entretanto, não têm mostrado valor clínico rotineiramente devido, entre outros fatores, à complexidade para sua utilização. Infelizmente, as restrições anatômicas ao nível do ombro limitam o valor dos eletrogoniômetros durante a prática clínica, incluindo a dificuldade no isolamento para a avaliação das articulações envolvidas no movimento do ombro.

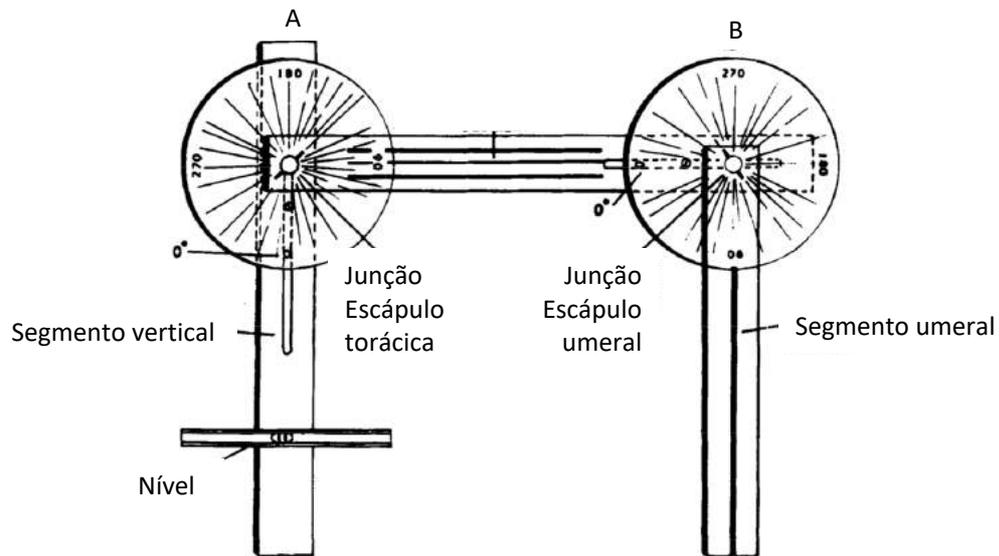


Figura 13. Goniômetro escapulo-umeral. Segmento A - registra o movimento relativo entre a coluna vertebral e a escápula. Transferidor B - registra o movimento relativo entre a espinha da escápula e o longo eixo do úmero. Fonte: Modificado de YODAS et al., 1994.

1.2.2.3 Radiografia bidimensional (2D)

Com o advento da radiografia, o procedimento para mensurar a elevação do braço no plano escapular se tornou particularmente atraente, uma vez que estes procedimentos podem ser empregados *in vivo* (FREEDMAN e MUNRO, 1966).

As técnicas mais comumente empregadas são a uniplanar (POPPEN e WALKER, 1976), a biplanar e a cinerradiografia (INMAN e SAUNDERS, 1945), tanto em estudos ativos quanto passivos. Vale destacar que, nestes métodos, mediante o implante de marcadores metálicos, os movimentos de rotações tridimensionais podem ser mensurados a partir dessas radiografias (KIM et al., 2017b).

Desde a época em que foi empregado por INMAN e SAUNDERS (1945), a radiografia 2D é configurado como um dos mais antigos métodos de pesquisa usados para o estudo da cinemática estática do ombro.

Sob esse escopo, PALETTA et al. (1997) compararam a cinemática de abdução do ombro em pacientes normais com instabilidade anterior do ombro (IAO) e pacientes com rotura de manguito rotador (RMR) usando-se de

radiografias no plano escapular e na incidência axilar. Estes pesquisadores observaram que no período pré-operatório, 39% dos pacientes com IAO e 100% com RMR, apresentavam cinemática glenoumeral alterada como translação superior da cabeça do úmero. Entretanto, em 100% dos pacientes com IAO e em 86% dos pacientes com RMR foi relatada cinemática glenoumeral normal dois anos após os pacientes terem sido submetidos a procedimentos cirúrgicos.

Neste sentido, outro estudo, realizado por YAMAGUCHI et al. (2000), utilizou radiografias seriadas da abdução dos braços em pacientes saudáveis e com RMR. Os resultados demonstraram que no grupo de pacientes com RMR foram encontradas alterações biomecânicas incluindo translação superior da cabeça do úmero durante a abdução do braço.

Embora esses estudos possam ser realizados com relativa facilidade em comparação com outros métodos, uma limitação dessa técnica consiste na impossibilidade de realização de estudo dinâmico com coleta de dados específicas e na elevada diferença nos resultados obtidos entre o interobservador e o intraobservador. É digno de nota ainda que outro ponto negativo era a exposição excessiva à radiação aos pacientes durante a execução dos movimentos repetitivos (YAMAGUCHI et al. 2000).

1.2.2.4 Tomografia Computadorizada e Ressonância Nuclear Magnética

Comumente usados na prática médica, tanto a tomografia computadorizada (TC) quanto a ressonância nuclear magnética (RNM) fornecem informações úteis sobre os ossos e tecidos moles, respectivamente, sobretudo quando utilizada a técnica de reconstrução em três dimensões (3D) (BAEYENS et al., 2001; VON EISENHART-ROTHER et al., 2002). Todavia, apesar da efetividade da TC e da RMN, estes métodos não são compatíveis com a captura de imagens em movimento, além da posição neutra, e este fato se deve à estrutura helicoidal e fechada dos sistemas.

Assim sendo, é difícil, por exemplo, medir com precisão as angulações utilizadas na avaliação de enfermidades do ombro como o ângulo crítico do ombro (ACO) (MOOR et al., 2013) ou de deslocamento de segmentos corporais (SAHARA et al., 2006).

Diversos métodos foram estudados para superar essas limitações e entre estes a RNM de campo aberto, procedimento em que é possível realizar movimento glenoumeral em 3D para o estudo *in vivo*.

Nestas características, GRAICHEN et al. (2000) estudaram a cinemática glenoumeral e a atividade muscular por meio de RNM em campo aberto com abdução passiva e ativa do ombro. KIM et al. (2015) estudaram o movimento da articulação acromioclavicular realizando TC em 3D em posição neutra e abdução completa em grupo de pacientes submetidos à fixação de fratura de clavícula distal utilizando placa gancho. Estes pesquisadores relataram cenários similares no qual durante a abdução, a clavícula distal no lado da fixação, apresentava menor rotação interna e maior translação do acrômio em comparação com o lado contralateral. Além disso, KIM et al. (2017a) também estudaram a relação entre fratura de escápula, fratura de clavícula e discinesia escapular realizando TC 3D em posição neutra e posição de elevação completa. Estes investigadores relataram que a fratura da clavícula não teve efeito significativo na cinemática escapular, mas foi associada à diminuição da elevação da escápula e ao aumento da inclinação anterior, e concluíram que a fratura da escápula é possível fator causal de discinesia escapular.

1.2.2.5 Dispositivos eletromagnéticos

A análise do movimento articular por meio do uso de dispositivos eletromagnéticos permite o estudo dinâmico do movimento da articulação do ombro, ao contrário de outras modalidades amplamente usadas como a radiografia simples, o goniômetro, a TC e a RNM.

DAYANIDHI et al. (2015) estudaram a cinemática escapular durante a elevação do braço em adultos e crianças usando um dispositivo de rastreamento magnético, e demonstraram que ocorre diferença entre os dois grupos, sendo a relação de proporcionalidade escapulotorácica na abdução do ombro de 2,4:1, em adultos, e 1,3:1 em crianças. Este método pode ser aplicado em estudos dinâmicos, como na elevação frontal e na rotação externa através do posicionamento de sensores eletromagnéticos em pontos anatômicos na escápula, no úmero e no tórax.

KOLK et al. (2016) estudaram, usando um dispositivo de rastreamento eletromagnético, a cinemática do ombro em um grupo de pacientes nos períodos pré-operatório imediato e um ano após a cirurgia para tratamento de RMR e relataram a recuperação da cinemática do ombro demonstrada por meio do aumento da ADM.

Apesar do uso frequente em estudos dinâmicos de articulações, no entanto, o método de rastreamento eletromagnético tem limitações incluindo dificuldade em medir o movimento escapular para a atividade, cuja elevação é superior a 120°, devido ao deslocamento do sensor posicionado diretamente sobre a pele (DAYANIDHI et al., 2015; KOLK et al., 2016).

Com o advento de tecnologias computacionais, HOGFORS (1987) e OHWOVORIOLE e MEKOW (1987), utilizando-se de microcomputador para análise das imagens, realizaram replicação do movimento do ombro em tempo real. Este método foi adequado para medir a cinemática de modo dinâmico a articulação glenoumeral e dados foram obtidos com relação à inclinação posterior, à rotação externa, à rotação ascendente da escápula, à relação entre a translação superior-inferior, à rotação interna-externa e ao valor escapular e à relação entre a escápula e o úmero. Estes processos também podem ser realizados por meio da combinação da imagem tridimensional adquirida pela TC à imagem dinâmica em 2D obtida pela fluoroscopia (NISHINAKA et al., 2008; MATSUKI et al., 2012; SHAMSI et al., 2019).

A técnica desenvolvida para análise de movimento em 3D *in vivo* era originalmente usada para pacientes submetidos à artroplastia total do joelho (BANKS e HODGE, 1996). Todavia, essa técnica foi estendida às medições para estudos da coluna vertebral, do quadril e do ombro (NISHINAKA et al., 2008; MATSUKI et al., 2012; KIJIMA et al., 2015).

Essa técnica tem a desvantagem da exposição à radiação e ainda apresentar dificuldade na mensuração, em conjunto, com outras articulações, pois o local de medição está restrito somente a uma articulação. No entanto, informações cinemáticas dinâmicas mais precisas são capazes de serem obtidas em comparação com outros métodos e a acessibilidade dos pesquisadores pode ser melhorado com o uso da fluoroscopia, procedimento esse comum e disponível em hospitais.

MATSUMURA et al. (2010) e KIM et al. (2017b) estudaram os efeitos da pseudoartrose da clavícula, condição de ausência de consolidação de fratura

óssea, na cinemática escapular *in vivo* e demonstraram por meio dos resultados que o encurtamento maior que 10% da clavícula afeta a cinemática escapular de maneira importante (Figuras 14 e 15).

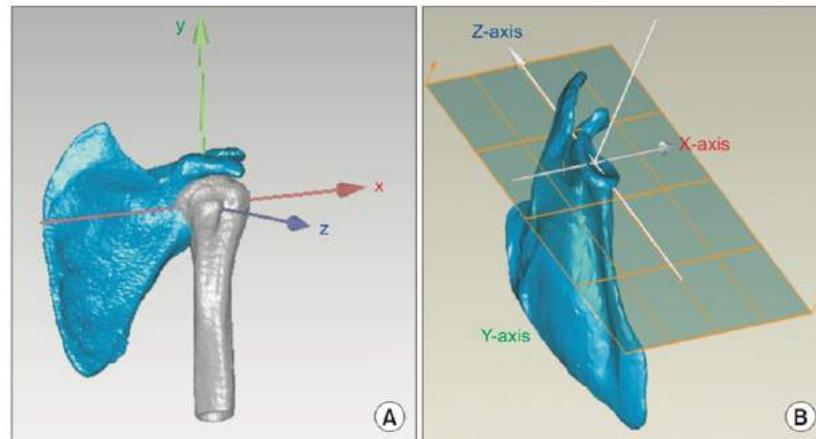


Figura 14. Modelos tridimensionais (3D) contruídos através da utilizando de imagens de tomografia computadorizada do úmero e escápula com as suas respectivas coordenadas (eixo X, centro da cabeça do úmero; eixo Y, paralelo ao eixo umeral; eixo Z, sulco intertubercular). Fonte: KIM et al., 2017b.

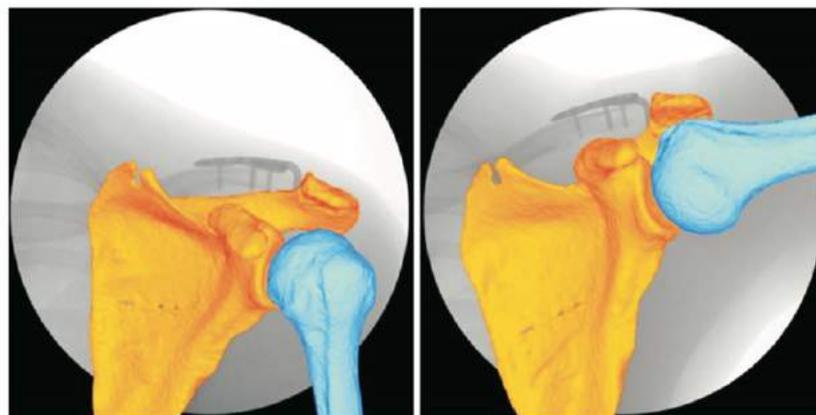


Figura 15. Movimento tridimensional da articulação do ombro durante a elevação do braço. Fonte: MATSUMURA et al., 2010.

Outros métodos como os estereométricos têm sido empregados para análise cinemática tridimensional. Basicamente, quando três pontos não-colineares fixados a um corpo sólido são definidos dentro de um quadro de referência inercial, a posição e a orientação desse corpo podem ser especificadas. Com isso, torna-se possível a determinação da rotação e da translação específica e relativa na articulação. Para essa aplicação, numerosos

sistemas comerciais que empregam diodos fotoemissores, pontos refletores e técnicas de transdução ultrassônica estão disponíveis no mercado (TASHMAN e ANDERST, 2003; BEY et al., 2006).

BEY et al. (2006) desenvolveram uma técnica de rastreamento com o objetivo de medir com precisão o movimento articular a partir de imagens radiográficas biplanares que localizam a posição dos ossos com base em sua forma e textura tridimensionais. Para isso, realizaram o implante do metal tântalo no úmero e na escápula de ambos os ombros de três cadáveres e, em seguida, registraram imagens radiográficas biplanares do ombro, enquanto moveram manualmente o braço de cada espécime.

Esta abordagem apresenta a vantagem de medir com precisão o movimento de maneira dinâmica da articulação glenoumeral, alcançando níveis de precisão que superam as técnicas não invasivas já descritas anteriormente. Por outro lado, apresenta a desvantagem de exatamente ser invasiva e utilizar radiação para sua realização, não sendo apropriado para investigações *in vivo* (TASHMAN e ANDERST, 2003; TASHMAN et al., 2004a; TASHMAN et al., 2004b; BEY et al., 2006).

1.2.3 Acelerômetro

1.2.3.1 Considerações gerais

O mercado de sensores portáteis é atualmente uma das áreas de crescimento mais rápido dentro dos produtos eletrônicos destinados ao consumo humano. Estima-se que o mercado global alcance US\$ 34 bilhões até 2020 e aproximadamente US\$ 70 bilhões até 2025 e a comercialização anual é superior a 100 milhões de unidades e com crescimento a cada ano (KAAJAKARI, 2009; BULLING et al., 2014; KOSKIMÄKI e SIIRTOLA, 2016).

Graças aos avanços dos sistemas microeletromecânicos (*Microelectromechanical Systems - MEMS*), atualmente, os sensores são encontrados em uma variedade de dispositivos os quais são desenvolvidos e comumente produzidos em grande escala, tendo efeito expressivo no movimento das estruturas mecânicas. Estes, são dispositivos projetados em escala

micrométrica e é realizada a integração entre estruturas móveis, sensores, processadores eletrônicos.

Nesse sentido, os acelerômetros, modalidades de sensor portátil, são encontrados em tamanhos e custos reduzidos e de precisão confiável, viabilizando a aplicação na monitoração dos movimentos do indivíduo. Além disso, possuem como vantagens baixo consumo de energia, diminuto volume e peso e elevada resistência mecânica a choques e vibrações (MACDONALD, 1990; DA SILVA, 2013).

O progresso no desenvolvimento de sensores, incluindo memória e baterias com características mais evoluídas, tornou-se possível acompanhar as ações humana 24 horas por dia, sete dias por semana e, o que é mais importante, com leituras efetivas e precisas que até então só eram possíveis quando realizadas em laboratórios especializados (HELMI e ALMODARRESI, 2009).

Diversas áreas têm utilizado este dispositivo no melhoramento de seus produtos, como na indústria automotiva, a qual tem sido responsável pelo importante crescimento do seu uso em sistemas de liberação de *air-bag* ou no controle de estabilização inercial de veículos (MACDONALD, 1990; SELMANAJ et al., 2017).

Na área de esportes, por exemplo, as aplicações estão geralmente relacionadas ao cálculo de energia despendida durante o treinamento de um atleta, à intensidade da atividade realizada, à avaliação de desempenho ou até mesmo em apresentar ao usuário um guia de treino e de exercícios por meio de computador ou *smartphone* (OGATA et al., 1997; YOSHIMURA et al., 2002; YOSHIMURA et al., 2003; HELMI e ALMODARRESI, 2009; GIACOMOSSI, 2011; CHERNBUMROONG e ATKINS, 2011; DA SILVA, 2013; ZUBAIR et al., 2016, MOBARK et al., 2017).

Os sensores fazem parte do nosso cotidiano e a utilização na área de saúde, relacionada ao reconhecimento de movimentos humanos, inclui como exemplos, o monitoramento de atividades físicas, identificação de gestos e ainda reconhecimento de alterações de padrões de normalidade (MATHIE et al., 2004; CHERNBUMROONG e ATKINS, 2011; SAGUNA et al., 2013; LIU et al. 2016; MOBARK et al., 2017). Outras aplicações incluem a constatação e aviso remoto sobre situações críticas como quedas de pessoas idosas ou assistência a pacientes internados em instituições de saúde (LI et al., 2012; NOURY et al., 2007; AGUIAR et al., 2014, PARADISO e ROSSI, 2016).

A maioria dos sistemas comerciais disponíveis no mercado para detecção de queda utilizam pulseiras, pendentes ou *smartphones*. O sistema notifica um centro de monitoramento remoto que responde ao alarme. No entanto, existem também algumas soluções para detecção automática de quedas principalmente com base em sensores vestíveis (AGUIAR et al., 2014).

Ainda, esses dispositivos podem ser utilizados no reconhecimento de sinais emitidos por pacientes em situações de emergências médicas, como episódios convulsivos, na identificação de padrões e alterações durante o período de reabilitação fisioterápica, na análise das fases da marcha, tremores entre outras características (OGATA et al., 1997; YOSHIMURA et al., 2002; YOSHIMURA et al., 2003; HELMI e ALMODARRESI, 2009; GIACOMOSSI, 2011; ZUBAIR et al., 2016).

O principal aspecto dos acelerômetros, sendo um aparato eletromecânico, é a medição da aceleração, isto é, a taxa de variação da velocidade. Estas acelerações podem ser estáticas, como a força da gravidade, ou dinâmicas, causadas por movimentação ou vibração (GODFREY et al., 2008). Todos os tipos de acelerômetros traduzem o sinal externo de aceleração em um deslocamento correspondente de sua massa móvel, também conhecida como massa inercial ou de prova (YADI et al., 1998; GODFREY et al., 2008).

Com relação à influência que a tecnologia impõe ao aprendizado médico, é uma tendência a conquista de espaço por meio do uso de dispositivos móveis como *tablets* e *smartphones* (MARÇAL et al., 2005). Nesse sentido, os aplicativos dos *smartphones* podem proporcionar ferramentas de aprendizado de cunho prático e possibilitar a melhora na tomada de decisões médicas.

Neste cenário, os aplicativos mais usados atualmente são guias de medicamentos e calculadoras médicas, cujas vantagens como conveniência, eficiência e potencial de rapidez na execução de ações e no aprendizado são notados pelos usuários e confirmados pelos orientadores pedagógicos (BULLOCK e WEBB, 2015). Contudo, vale notar que desvantagens como distração, dependência e pouca regulamentação do acesso ao conteúdo podem tornar questionáveis o aprendizado e o uso dos aplicativos para dispositivos móveis (BULLOCK e WEBB, 2015).

1.2.3.2 Posicionamento do sensor

O posicionamento do sensor está diretamente relacionado à parte do corpo analisado. Para a análise de tremores, por exemplo, os sensores podem ser posicionados nos punhos (ERMES et al., 2008; GIACOMOSSI, 2011; KOSKIMÄKI et al., 2011). Para o reconhecimento de atividades simultâneas de regiões corporais, estes componentes são posicionados em diversos locais topográficos como extremidades dos membros superiores e inferiores (BAO e INTILLE, 2004), punho e cintura (PÄRKÄ, 2011), cotovelo e tórax (BOBIN et al., 2017), coxa e quadril (UGULINO et al., 2012) e, para abordagens do tronco, utiliza-se apenas um sensor inserido próximo ao centro do corpo (BAEK et al., 2004; KARANTONIS et al., 2006).

Sistemas baseados em único sensor representam uma boa opção para a monitoração, pois mesmo fornecendo menos informações e limitando a quantidade e a complexidade dos movimentos reconhecidos, a interferência será menor tanto na maneira como na quantidade de movimentos executados (NOURY et al., 2007; LUDEWIG et al., 2009).

Para estudos cinemáticos da articulação do ombro, sensores eletromagnéticos podem ser posicionados sobre o úmero, escápula e tronco. A concordância entre o local exato de posicionamento do sensor no úmero e na escápula não é universal, pois existem discrepâncias em relação a melhor região de inserção do sensor na superfície corpórea (PLUMMER et al., 2018). Sob esse tema, dois locais comumente usados para o posicionamento do sensor no tronco são nas topografias do osso esterno (BORSTAD e LUDEWIG, 2002; KARDOUNI et al., 2015) e da terceira vértebra torácica (T3) (KARDUNA et al., 2000; KARDUNA et al., 2001; EBAUGH et al., 2005; EBAUGH et al., 2006; MICHENER et al., 2016).

BOBIN et al. (2017) analisaram movimentos de flexão de cotovelos de pacientes através de sensores incorporados em tecidos vestíveis demonstrando como vantagem desse tipo de método a baixa influencia dos sensores sobre a rotina do paciente, ao contrário, por exemplo, de sensores que são posicionados sobre a pele. Nesta maneira de posicionamento de sensores, existe a possibilidade de movimentação destes aparatos descrevendo um movimento não real da articulação ou de parte do corpo em estudo, resultando em baixa acurácia dos dados obtidos por este método.

Outros pesquisadores, de modo mais invasivo e com o objetivo de remover possíveis artefatos de movimento que possam ser criados quando o sensor é posicionado diretamente sobre o tegumento, estudaram a cinemática escapular inserindo pinos com sensores diretamente no osso de sujeitos para a obtenção dos parâmetros físico-mecânicos (Figura 16) (KARDUNA, 2001; McCLURE et al. 2001; LUDEWIG et al., 2009). Estes pesquisadores realizaram trabalhos com inserção de pino com o sensor diretamente na clavícula e alcançaram maior exatidão de mensuração do deslocamento desse osso durante o movimento do ombro. Além disso, esse procedimento permitiu a mensuração de movimentos de flexão acima de 120°, fato esse limitado pela técnica que utiliza sensores posicionados sobre a pele.

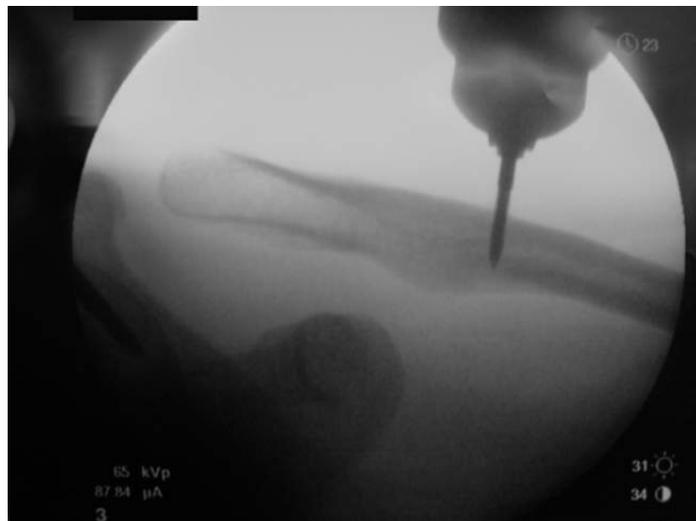


Figura 16. Sensor intraósseo implantado na clavícula. Imagem transoperatória demonstrando a implantação de um pino transcortical no terço médio da clavícula, acoplado a um sensor. Fonte: LUDEWIG et al., 2009.

2. OBJETIVO

Analisar o comportamento biomecânico dos movimentos da articulação do ombro de pacientes hígidos por meio do uso de acelerômetros presentes em *smartphone*.

3. METODOLOGIA

3.1. Local da pesquisa

A captação dos dados referentes aos movimentos do ombro foi realizada no laboratório de Anatomia da Universidade Estadual do Oeste do Paraná – Francisco Beltrão, enquanto que as análises biomecânicas e o mapeamento computacional dos movimentos do ombro foram feitas no LABI – Laboratório de Bioinformática da Unioeste/Campus Foz do Iguaçu. Os exames de ultrassonografias dos ombros foram realizados no Hospital Regional do Sudoeste do Paraná Dr. Walter Alberto Pecóits, na cidade de Francisco Beltrão.

3.2. Seleção dos pacientes

A casuística foi representada por dez voluntários pertencentes ao Curso de Medicina de uma Universidade Pública da cidade de Francisco Beltrão. Uma conversa inicial com os sujeitos foi realizada com o objetivo de identificar características do histórico clínico e cirúrgico. Os sujeitos que se enquadraram nos critérios de inclusão foram apresentados ao projeto e todos os participantes estavam livres para esclarecer dúvidas que pudessem persistir depois da apresentação do projeto. Assim que tiveram todas as incertezas esclarecidas e decidiram participar do projeto, os sujeitos assinaram o consentimento livre à participação do estudo (Anexo 1).

O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Instituição, de acordo com o Protocolo 88929718.6.0000.0107.

3.2.1 Critérios de inclusão exclusão

A seleção dos participantes obedeceu a critérios de inclusão e de exclusão. Como critérios de inclusão:

- 1) Estar com a idade entre 20 e 30 anos;
- 2) Não apresentar diagnóstico clínico para distúrbios no ombro atual ou pregresso.

Portanto, somente voluntários com o ombro saudáveis tanto anatomicamente, quanto fisiologicamente, foram incluídos no estudo. Como critério de exclusão foi a presença de quaisquer características que configurassem enfermidades pregressas ou atuais. Para essa finalidade, além da declaração, do exame físico realizado por especialista ortopedista, utilizou-se também, como auxílio ao critério de exclusão, a aplicação do escore de *ASES* (*American Shoulder and Elbow Surgeons*) (Anexo 2).

3.3 Etapas experimentais

O procedimento completo para cada sujeito foi dividido em três etapas. A primeira abordou aspectos referentes à anamnese e ao exame físico. Na segunda, foram realizados os movimentos nos ombros dos sujeitos. A terceira etapa foi caracterizada pela realização de exames complementares de ultrassonografia dos ombros dos sujeitos. A coleta de todos os dados provenientes dos experimentos durante a primeira e a segunda etapas foram realizadas por único especialista, e, ainda, a terceira etapa foi realizada por único médico radiologista.

3.3.1 Anamnese e exame físico

Esta primeira etapa consistiu na realização de anamnese a respeito da história pregressa e atual da moléstia, incluindo antecedentes pessoais e familiares de doenças, cirurgias, traumas, fraturas, luxações e presença de dor, características essas diretas ou indiretas relacionadas às articulações dos ombros. Também foram coletadas informações morfológicas, demográficas e funcionais, dentre elas: idade, peso, estatura, dominância, tabagismo, consumo de álcool e frequência da prática de atividade física (Anexo 3).

A seguir, foi realizado exame físico das articulações dos ombros por meio da inspeção de atrofia muscular, presença ou não de cicatriz, deformidades, palpação de pontos dolorosos, amplitude de movimento articular, incluindo a mensuração visual do movimento de elevação anterior, de rotação externa e de

rotação interna. Depois desses procedimentos foram realizados testes específicos para doenças do manguito rotador e para Síndrome de Impacto.

Os testes realizados para manguito rotador foram caracterizados pelas seguintes manobras: Jobe, Infraespinal, Compressão Abdominal, Gerber, Teste da Cancela e Didier-Patte.

Os testes para detectar Impacto Subacromial foram: Neer, Yokum e Hawkins Kennedy. Ainda, foram realizadas medições, em centímetros, do comprimento do braço desde a falange distal do dedo indicador ao acrômio da escápula e da distância entre o chão, novamente, ao acrômio (Anexo 3).

3.3.2 Procedimentos para os testes nos sujeitos

3.3.2.1 Posicionamento dos sujeitos e do *smartphone*

Os sujeitos da pesquisa foram orientados a permanecerem em posição ortostática com os pés juntos a um metro de distância de uma parede de coloração clara com os ombros despidos e com os membros superiores livres, sem apetrechos como relógios ou adornos (Figura 17). Os membros superiores permaneceram ao lado do corpo, com o polegar voltado para frente. O posicionamento do *smartphone* foi na face posterior do punho direito, com a tela voltada para o lado externo, por meio do uso de suporte específico com tira de velcro (Figura 17).



Figura 17. Posicionamento dos sujeitos e do *smartphone* para a realização dos testes.

3.3.2.2 Utilização do *smartphone* com acelerômetro

O aparelho *smartphone* utilizado foi o *Iphone 8 Apple Inc.* e o aplicativo com acelerômetro utilizado foi o *VibSensor – Accelerometer recorder, Now Instruments and Software, Inc.*, (Figura 18). O acelerômetro embutido no *smartphone* permite registrar a aceleração triaxial durante os movimentos do ombro e faz coleta dos sinais com uma taxa de amostragem de 10 Hz.

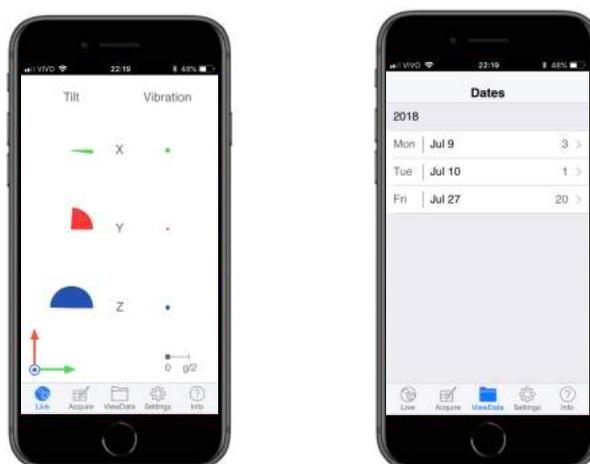


Figura 18: Registro da aceleração triaxial através do uso do *Smartphone* com acelerômetro.

3.3.2.3 Orientações pré-testes

As orientações pré-testes foram realizadas de acordo com as características a seguir:

- Realização de alongamentos do membro superior direito com supervisão de especialista de domínio ortopédico, compostos por cinco elevações do membro superior;
- Orientações para os sujeitos suspenderem o movimento dos braços caso sentissem dor aguda no ombro ou na região cervical ou mesmo na dificuldade para realização de alguma manobra;
- Instruções aos sujeitos para a realização correta dos movimentos incluindo velocidade, tempo para execução e intervalo de descanso entre o final e o início do próximo movimento;

- A duração de cada movimento foi de seis segundos sendo três segundos para a realização do movimento de ida e três segundos para o retorno à posição de repouso inicial;
- Entre cada movimento o sujeito foi orientado a descansar por três segundos;
- Preparação do aplicativo *MetroGnomeLite* v1.4.1 com metrônomo configurado em 60 batidas por minuto com o objetivo de orientar a realização dos movimentos.

3.3.2.4 Fase de teste das manobras nos ombros

Após o sujeito estar corretamente posicionado e orientado, o pesquisador iniciou o aplicativo com o acelerômetro, o aplicativo com o metrônomo e os movimentos:

- Realização de dez movimentos relacionados ao ombro direito: elevação anterior, flexão, extensão, abdução, adução, rotação externa com o braço ao lado do tórax, rotação interna, rotação externa com o ombro a 90° de abdução, rotação interna com o ombro a 90° de abdução e circundução;
- Realização de dez ciclos de cada um dos dez movimentos, ou seja, ao final do experimento cada sujeito realizou 100 movimentos do ombro direito.

3.3.2.5 Descrição dos movimentos

- Elevação anterior no plano escapular: a partir da posição ortostática com o braço ao lado do corpo e antebraço em rotação neutra, elevação do braço no plano da escápula à 45° entre o plano coronal e sagital, mantendo o cotovelo estendido (Figura 19);



Figura 19. Posição de repouso (A) e movimento de elevação anterior no plano escapular (B) e (C).

- Flexão anterior do ombro: a partir da posição ortostática com o braço ao lado do corpo e antebraço em rotação neutra, movimento de flexão anterior do braço no plano sagital, mantendo o cotovelo estendido (figura 20);

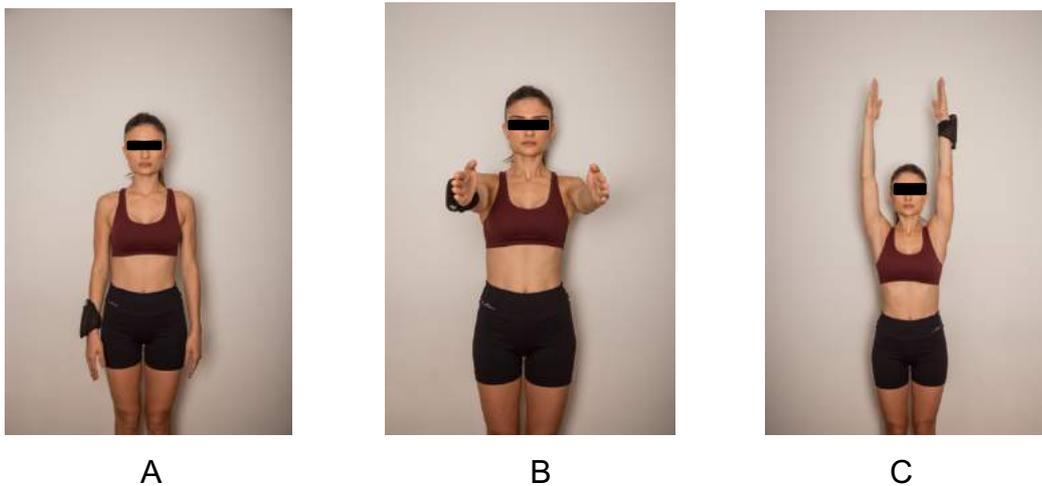


Figura 20. Posição de repouso (A) e movimento de flexão anterior do ombro no plano sagital (B) e (C).

- Extensão do ombro: a partir da posição ortostática com o braço ao lado do corpo e antebraço em rotação neutra, movimento de extensão do braço no plano sagital, mantendo o cotovelo estendido (Figura 21);

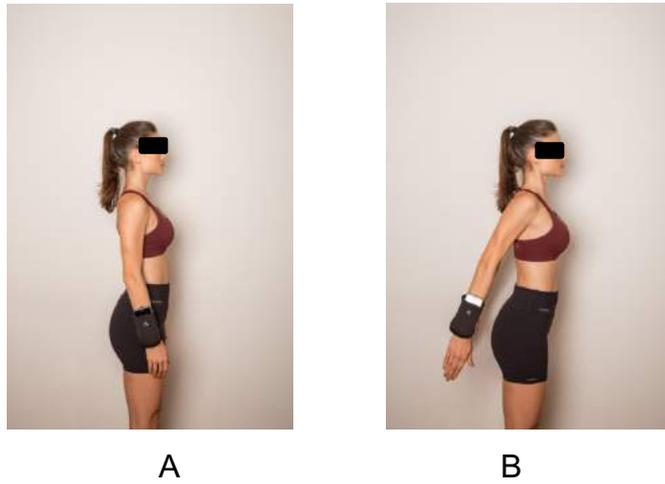


Figura 21. Posição de repouso (A) e movimento de extensão do ombro (B).

- Abdução do ombro: a partir da posição ortostática com o braço ao lado do corpo e antebraço em rotação neutra, movimento de abdução do membro superior no plano coronal (abertura do braço para longe do corpo), mantendo o cotovelo estendido (Figura 22);



Figura 22. Posição de repouso (A) e abdução no plano coronal (B) e (C).

- Adução do ombro: a partir da posição ortostática com o braço ao lado do corpo e antebraço em rotação neutra, movimento de adução do membro superior no plano coronal mantendo o cotovelo estendido (Figura 23);



Figura 23. Posição de repouso (A) e adução do ombro no plano coronal (B).

- Rotação externa 1: a partir da posição ortostática com o braço ao lado do corpo, com o cotovelo fletido 90°, antebraço em rotação neutra, polegar estendido, movimento de rotação externa do antebraço para lateral (Figura 24);

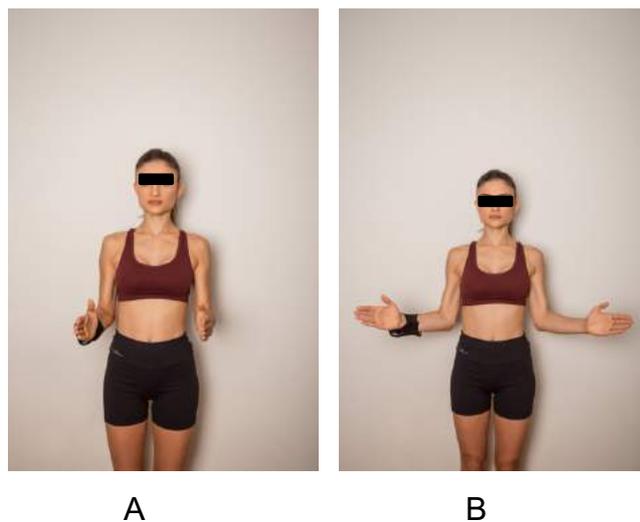


Figura 24. Posição de repouso (A) e (B) movimento de rotação externa do ombro.

- Rotação interna 1: a partir da posição ortostática com o braço ao lado do corpo, com o cotovelo fletido 90°, polegar estendido, movimento de extensão seguido de abdução do braço e em seguida rotação interna, tentando alcançar, com o polegar, o nível mais alto na linha média na topografia dos processos espinhosos da coluna vertebral (Figura 25);



Figura 25. Vista posterior do movimento de rotação interna do ombro.

- Rotação externa 2, com o ombro abduzido a 90° : a partir da posição com o braço abduzido 90° , com o cotovelo fletido 90° , com o antebraço e a palma da mão paralelos ao chão, movimento de rotação externa do ombro (Figura 26);

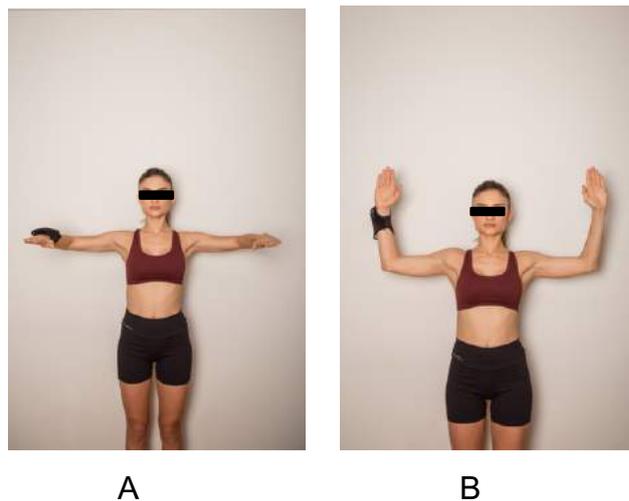


Figura 26. Abdução de 90° do braço com o cotovelo fletido (A) e movimento de rotação externa com o braço em abdução de 90° (B).

- Rotação interna 2, com o ombro abduzido a 90° : a partir da posição com o braço abduzido 90° , com o cotovelo fletido 90° , com o antebraço e a palma da mão paralelos ao chão, movimento de rotação interna do ombro (Figura 27);

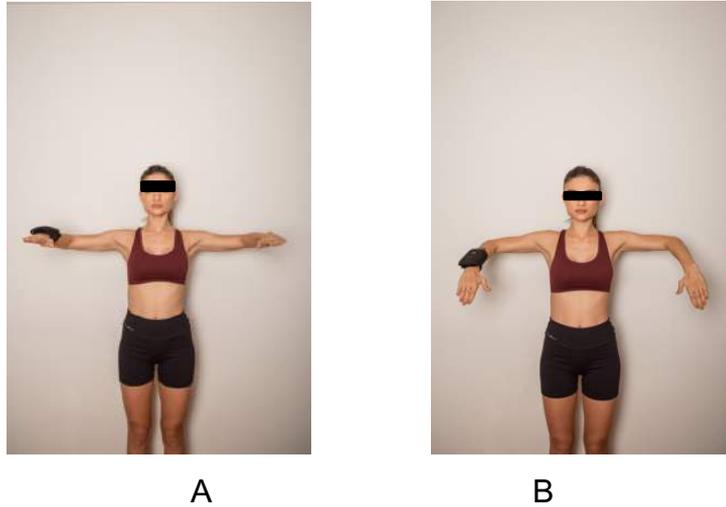


Figura 27. Abdução de 90° do braço (A) e movimento de rotação interna com o braço em abdução (B).

Para a realização da circundução, foram realizados os seguintes procedimentos (Figura 28):



Figura 28. Posicionamento do sujeito para o movimento de circundução do ombro direito.

- Medição com fita métrica do comprimento do membro superior (L) do sujeito em centímetros, da falange distal do indicador ao acrômio da escápula e medição da distância do chão ao acrômio da escápula (H) (Figura 29);
- Posicionamento do sujeito em ortostasia com os pés juntos, de lado com relação a uma parede com um quadro, a L centímetros de distância, com o braço abduzido a 90° e com o cotovelo, dedo indicador estendidos, direcionados à parede (Figura 29-A);
- Determinação de um ponto na parede com a medida H, correspondente ao centro do círculo o qual delineou o movimento de circundução (Figura 29-B);

- Demarcação do círculo que orientou o movimento de circundução, cujo diâmetro do círculo determinado pelo dobro do valor do raio;
- Cálculo do raio do cone pelo Teorema de Pitágoras utilizando-se para isso o comprimento do membro superior (L) e a tangente do ângulo de 31° (a), para cada sujeito. O ângulo de 31° foi pré-estabelecido pelos autores por este representar a angulação que rege o movimento de circundução;
- Após a determinação da medida do diâmetro do círculo (D), específico para cada sujeito, com o auxílio de um compasso, traçou-se então o círculo que guiou o movimento de circundução dos sujeitos (Figura 29-C);

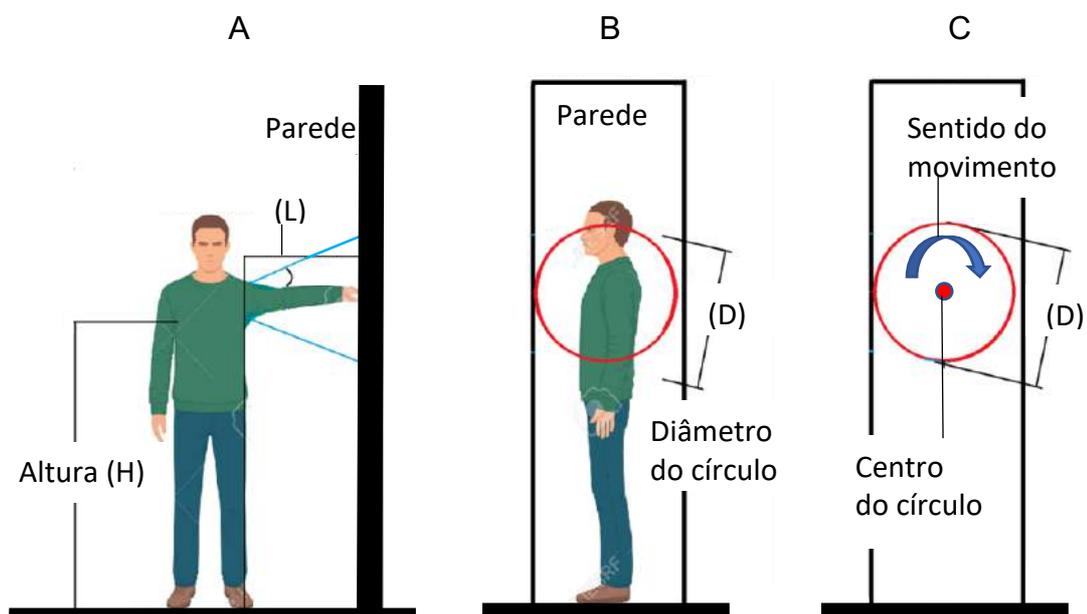


Figura 29. Representação esquemática da circundução do ombro. (A) Visão lateral, com relação a parede, do posicionamento dos sujeitos, (B) Visão frontal, com relação a parede, do posicionamento dos sujeitos e (C) Demonstração do local demarcado correspondente ao centro do círculo que delineou o movimento de circundução do ombro.

- Realização de sequência de 10 movimentos de circundução no sentido horário para a coleta dos dados;
- A captura dos dados iniciou e terminou com o membro do paciente paralelo ao chão, encostando a falange distal do dedo no centro do círculo.

Na Figura 30-B estão apresentados dois casos, para um sujeito com comprimento de membro superior de 80 cm e outro de 120 cm. Deve-se observar

que a relação entre o raio e o comprimento (L) permanece constante, ou seja: $48/80 = 72/120 = 6/10 = \text{tangente de } 31^\circ$.

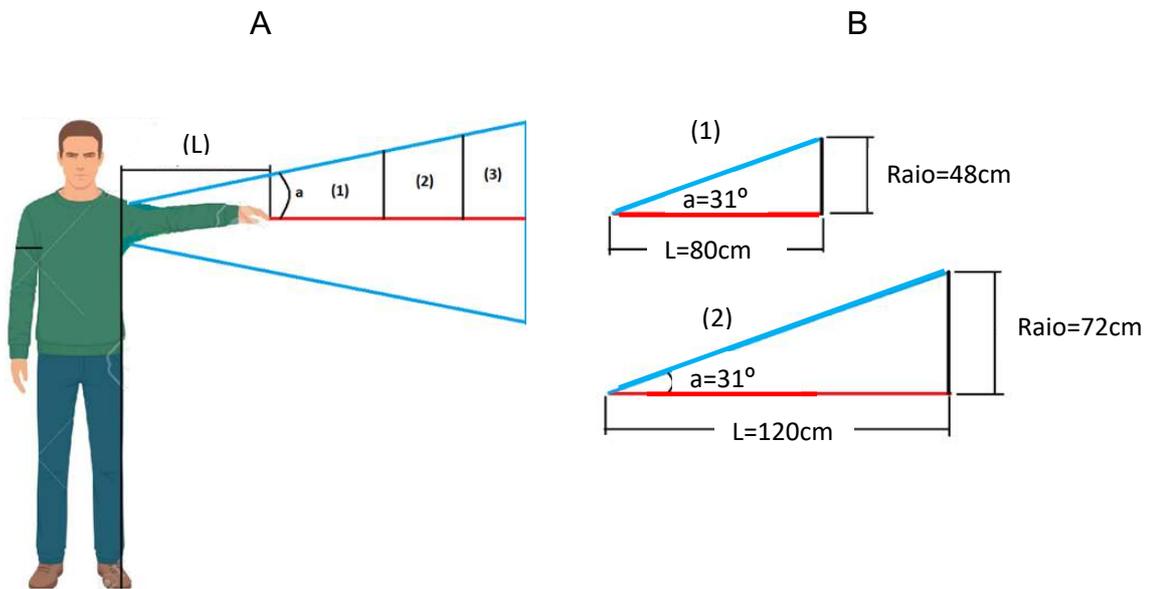


Figura 30. Para o movimento de circundação, sujeitos da pesquisa em posição ortostática com os pés juntos a L centímetros de distância de uma parede clara (A). Representação esquemática de como um ângulo constante apresenta projeções proporcionais em termos de seus catetos e hipotenusa (B).

3.3.3 Ultrassonografia de ombro

Na terceira etapa foi realizado o exame ultrassonográfico do ombro direito dos sujeitos para a certificação de ausência de enfermidades do ombro. Para isso, foi utilizado o aparelho *Fugifilme SonoSite, Inc. Bothell, WA 98021 USA*, com transdutor HFL38x/13-6 MHz. Foram avaliadas as seguintes estruturas anatômicas: cabo longo do bíceps e os tendões que compõem o manguito rotador, que são o supraespal, infraespal, redondo menor e subescapular. (Anexo 3).

3.4 Análise de dados

Depois da aquisição dos sinais através do *smartphone* com acelerômetro, os dados obtidos foram tratados de acordo com os passos a seguir:

- Exportação dos dados no formato .CSV para um computador da marca *Acer Aspire 5733*, com 8 gigabytes (Gb) de memória Ram, com processador i5, 500 Gb de disco rígido e com sistema operacional *Windows 7 Ultimate 64 bits*;
- Discretização das regiões de solicitação mecânica referente às curvas de cada movimento para cada sujeito;
- Utilização do modelo matemático polinomial para ajuste das curvas representantes dos movimentos;
- Aplicação do modelo matemático polinomial de 5º ordem (Equação 1) para todas as curvas de representação dos movimentos onde A é a aceleração do deslocamento no eixo do sistema de coordenadas, t o tempo e B₀, B₁, B₂, B₃, B₄ e B₅ os coeficientes provenientes do método de ajuste polinomial.

$$(1) A = B_0 + B_1t + B_2t^2 + B_3t^3 + B_4t^4 + B_5t^5$$

- Ajuste matemático das curvas das dez repetições de cada um dos dez movimentos para cada sujeito, ou seja, análise pareada, com determinação da média e desvio padrão do coeficiente de determinação (R²) para cada um dos movimentos de um mesmo sujeito;
- Determinação para cada movimento de cada sujeito com a média e desvio padrão dos parâmetros da Equação 1;
- Obtenção de modelo padronizado por movimento para cada sujeito, tendo cada sujeito um modelo representativo de cada um dos dez movimentos;
- Com o objetivo de se criar um modelo padrão que independa do sujeito, sendo o indivíduo hígido, novamente calculou-se a média e os desvios padrão para todos os modelos dos sujeitos para um mesmo movimento. A qualidade do modelo padrão foi verificada por meio das médias e desvios do R² para a comparação do modelo de cada sujeito com o modelo padrão da manobra.

3.4. Análise estatística

Para avaliação dos dados obtidos, foi calculado o Coeficiente de Determinação (R^2) com as respectivas médias e desvios padrão para os eixos X, Y e Z, dos dez ciclos de cada movimento e realizados pelos dez sujeitos. Ainda, os dados coletados foram submetidos às análises estatísticas por meio do teste de normalidade (Teste Shapiro-Wilk), e, posteriormente, t de student, sendo que os resultados eram considerados diferentes quando o p -valor $\leq 0,05$.

4. RESULTADOS

Os sujeitos desse trabalho apresentaram as seguintes informações antropomórficas e funcionais distribuídos em Tabela 1.

Sujeito	Sexo	Idade (anos)	IMC (kg/m ²)	Dominância	Tabagismo	Consumo de álcool por semana	Número de Atividade física por semana	Ocupação
1	F	26	24,1	Destro	nega	nega	3	Estudante
2	F	25	19,5	Destro	nega	nega	nega	Estudante
3	M	27	22,2	Destro	nega	2	3	Estudante
4	M	20	27,1	Destro	nega	1	nega	Estudante
5	F	24	17,9	Destro	nega	nega	2	Estudante
6	M	24	22,8	Destro	nega	2	5	Estudante
7	M	26	24,1	Destro	nega	2	3	Estudante
8	F	23	23,6	Destro	nega	2	3	Estudante
9	F	22	17,5	Destro	nega	nega	3	Estudante
10	F	26	18,7	Destro	nega	nega	nega	Estudante

Tabela 1. Dados descritivos e demográficos dos sujeitos.

Na Figura 31 são apresentados resultados pós-delineamento em gráfico após a discretização das curvas para o movimento de abdução do ombro.

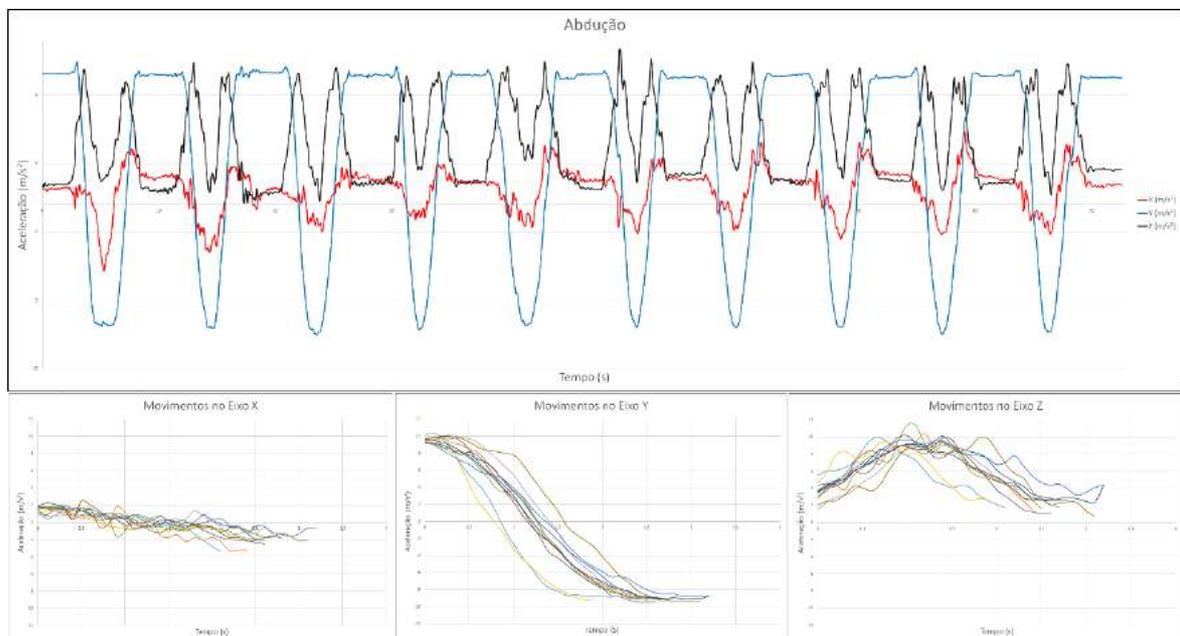


Figura 31: Representação gráfica do movimento de abdução com as curvas nos eixos X, Y e Z discretizadas.

A média (M) e o desvio padrão (DP) do coeficiente de determinação para cada um dos dez movimentos para cada sujeito (análise pareada) estão apresentados na Tabela 2, 3 e 4.

Manobra		Pacientes										R ² Médio
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
Abdução	M	0,9770	0,9218	0,9223	0,9478	0,9333	0,8322	0,9176	0,8373	0,8889	0,9085	0,9087
	DP	(0,032)	(0,009)	(0,043)	(0,097)	(0,062)	(0,086)	(0,026)	(0,076)	(0,004)	(0,002)	(0,044)
Adução	M	0,9006	0,9840	0,9815	0,9725	0,9656	0,9368	0,9688	0,9258	0,9608	0,8497	0,9446
	DP	(0,072)	(0,009)	(0,098)	(0,035)	(0,028)	(0,016)	(0,072)	(0,058)	(0,045)	(0,023)	(0,046)
Circundução	M	0,9657	0,8858	0,7054	0,8522	0,9400	0,9314	0,9539	0,8086	0,8149	0,9225	0,8780
	DP	(0,009)	(0,052)	(0,042)	(0,003)	(0,082)	(0,006)	(0,002)	(0,042)	(0,076)	(0,003)	(0,032)
Elevação	M	0,9462	0,5209	0,9906	0,9604	0,9178	0,9234	0,9309	0,9038	0,9105	0,8556	0,8860
	DP	(0,018)	(0,175)	(0,044)	(0,066)	(0,025)	(0,029)	(0,027)	(0,067)	(0,047)	(0,030)	(0,053)
Extensão	M	0,9820	0,9878	0,9815	0,9256	0,9139	0,8964	0,9574	0,8277	0,8623	0,9311	0,9266
	DP	(0,020)	(0,091)	(0,059)	(0,111)	(0,060)	(0,041)	(0,086)	(0,027)	(0,062)	(0,041)	(0,060)
Flexão	M	0,9500	0,9885	0,9780	0,9093	0,8861	0,7816	0,9300	0,9553	0,8905	0,9122	0,9182
	DP	(0,088)	(0,033)	(0,099)	(0,057)	(0,023)	(0,102)	(0,064)	(0,029)	(0,031)	(0,059)	(0,059)
RE1	M	0,8152	0,8423	0,9751	0,8575	0,9265	0,8972	0,9621	0,8521	0,9423	0,8790	0,8949
	DP	(0,025)	(0,042)	(0,008)	(0,057)	(0,092)	(0,178)	(0,009)	(0,050)	(0,139)	(0,098)	(0,070)
RE2	M	0,9873	0,9698	0,5022	0,8667	0,9560	0,9224	0,8719	0,8783	0,9714	0,8021	0,8728
	DP	(0,010)	(0,027)	(0,134)	(0,112)	(0,002)	(0,011)	(0,087)	(0,096)	(0,097)	(0,103)	(0,068)
RI1	M	0,8593	0,9815	0,9847	0,8996	0,8322	0,8519	0,9489	0,9708	0,8480	0,9269	0,9104
	DP	(0,007)	(0,059)	(0,013)	(0,072)	(0,101)	(0,022)	(0,028)	(0,081)	(0,061)	(0,078)	(0,052)
RI2	M	0,8126	0,9066	0,9483	0,8529	0,9344	0,9396	0,8378	0,9396	0,8671	0,8240	0,8863
	DP	(0,091)	(0,071)	(0,021)	(0,018)	(0,072)	(0,084)	(0,037)	(0,029)	(0,046)	(0,094)	(0,056)

Tabela 2: Coeficientes de determinação médios, com os respectivos desvios, para cada movimento de cada paciente para a comparação das curvas experimentais com as ajustadas pelo modelo de ajuste polinomial, referente ao eixo X do sistema de coordenadas.

Manobra		Pacientes										R ² Médio
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
Abdução	M	0,9988	0,9991	0,9992	0,9790	0,9634	0,9524	0,9363	0,9074	0,9788	0,8745	0,9589
	DP	(0,026)	(0,021)	(0,050)	(0,060)	(0,009)	(0,024)	(0,031)	(0,064)	(0,059)	(0,040)	(0,038)
Adução	M	0,9837	0,9937	0,9907	0,9557	0,7802	0,9212	0,8163	0,9850	0,9146	0,9776	0,9319
	DP	(0,003)	(0,098)	(0,002)	(0,093)	(0,011)	(0,032)	(0,102)	(0,018)	(0,096)	(0,028)	(0,048)
Circundução	M	0,9936	0,9955	0,9970	0,9568	0,9586	0,977	0,9694	0,9732	0,8858	0,8556	0,9563
	DP	(0,005)	(0,004)	(0,037)	(0,049)	(0,067)	(0,069)	(0,052)	(0,093)	(0,101)	(0,021)	(0,050)
Elevação	M	0,9976	0,9981	0,9997	0,8865	0,9273	0,9139	0,9708	0,9831	0,9462	0,9383	0,9562
	DP	(0,161)	(0,057)	(0,018)	(0,017)	(0,097)	(0,017)	(0,031)	(0,015)	(0,034)	(0,065)	(0,051)
Extensão	M	0,9939	0,9943	0,9997	0,7891	0,9847	0,9786	0,9108	0,9414	0,8812	0,8492	0,9323
	DP	(0,025)	(0,019)	(0,024)	(0,129)	(0,014)	(0,101)	(0,023)	(0,041)	(0,048)	(0,057)	(0,048)
Flexão	M	0,9959	0,9993	0,9989	0,9669	0,8505	0,956	0,8865	0,8378	0,9575	0,9662	0,9416
	DP	(0,002)	(0,009)	(0,038)	(0,013)	(0,016)	(0,030)	(0,038)	(0,055)	(0,097)	(0,094)	(0,039)
RE1	M	0,8304	0,9786	0,9953	0,9282	0,9548	0,835	0,7506	0,9139	0,9557	0,9269	0,9069
	DP	(0,028)	(0,020)	(0,018)	(0,039)	(0,017)	(0,070)	(0,168)	(0,098)	(0,020)	(0,065)	(0,054)
RE2	M	0,9982	0,9983	0,9975	0,9047	0,9810	0,8644	0,9080	0,8602	0,9837	0,9859	0,9482
	DP	(0,005)	(0,075)	(0,024)	(0,047)	(0,014)	(0,113)	(0,039)	(0,088)	(0,043)	(0,036)	(0,048)
RI1	M	0,9863	0,9879	0,9808	0,9675	0,9753	0,8513	0,9628	0,9489	0,9412	0,8905	0,9493
	DP	(0,049)	(0,098)	(0,038)	(0,022)	(0,069)	(0,022)	(0,013)	(0,048)	(0,082)	(0,022)	(0,047)
RI2	M	0,9893	0,9977	0,9982	0,9726	0,9282	0,9598	0,8743	0,8503	0,9805	0,7916	0,9343
	DP	(0,004)	(0,046)	(0,020)	(0,046)	(0,052)	(0,015)	(0,031)	(0,034)	(0,077)	(0,117)	(0,044)

Tabela 3: Coeficientes de determinação médios, com os respectivos desvios, para cada movimento de cada paciente para a comparação das curvas experimentais

com as ajustadas pelo modelo de ajuste polinomial, referente ao eixo Y do sistema de coordenadas. Todos modelos de 5º ordem.

Manobra		Pacientes										R ² Médio
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
Abdução	M	0,9597	0,9803	0,9739	0,9339	0,8811	0,9261	0,9682	0,8433	0,9060	0,9535	0,9326
	DP	(0,010)	(0,041)	(0,032)	(0,047)	(0,064)	(0,061)	(0,044)	(0,017)	(0,066)	(0,064)	(0,045)
Adução	M	0,9892	0,9905	0,9961	0,9167	0,9085	0,8730	0,9702	0,9591	0,8236	0,9571	0,9384
	DP	(0,008)	(0,067)	(0,058)	(0,094)	(0,078)	(0,123)	(0,056)	(0,082)	(0,087)	(0,079)	(0,073)
Circundução	M	0,8350	0,6739	0,8745	0,9265	0,8541	0,9248	0,9673	0,9608	0,9207	0,9067	0,8844
	DP	(0,015)	(0,123)	(0,049)	(0,036)	(0,035)	(0,024)	(0,091)	(0,048)	(0,059)	(0,061)	(0,054)
Elevação	M	0,9454	0,9732	0,9907	0,9277	0,9432	0,9441	0,8688	0,8359	0,9072	0,8199	0,9156
	DP	(0,018)	(0,014)	(0,024)	(0,029)	(0,021)	(0,075)	(0,055)	(0,097)	(0,022)	(0,037)	(0,039)
Extensão	M	0,9583	0,9300	0,9845	0,8774	0,8780	0,9413	0,8519	0,9537	0,9198	0,9531	0,9248
	DP	(0,027)	(0,033)	(0,084)	(0,087)	(0,034)	(0,044)	(0,027)	(0,016)	(0,039)	(0,053)	(0,044)
Flexão	M	0,9492	0,8390	0,8812	0,8973	0,9879	0,9363	0,7907	0,9733	0,8635	0,8826	0,9001
	DP	(0,040)	(0,021)	(0,069)	(0,038)	(0,036)	(0,052)	(0,036)	(0,085)	(0,068)	(0,025)	(0,047)
RE1	M	0,8414	0,8826	0,8500	0,8831	0,9280	0,8263	0,8924	0,7957	0,9125	0,8339	0,8646
	DP	(0,019)	(0,062)	(0,049)	(0,034)	(0,055)	(0,102)	(0,071)	(0,042)	(0,090)	(0,141)	(0,067)
RE2	M	0,9908	0,9973	0,9988	0,8676	0,9618	0,7959	0,9664	0,8989	0,8205	0,8906	0,9188
	DP	(0,066)	(0,049)	(0,054)	(0,100)	(0,048)	(0,095)	(0,080)	(0,086)	(0,064)	(0,095)	(0,074)
RI1	M	0,8382	0,8517	0,9570	0,8945	0,8994	0,9646	0,9101	0,9443	0,8780	0,9485	0,9086
	DP	(0,046)	(0,018)	(0,047)	(0,032)	(0,027)	(0,033)	(0,027)	(0,073)	(0,027)	(0,070)	(0,040)
RI2	M	0,9833	0,9945	0,9945	0,9129	0,9699	0,8624	0,9126	0,9075	0,9582	0,9719	0,9468
	DP	(0,023)	(0,053)	(0,096)	(0,083)	(0,058)	(0,041)	(0,095)	(0,047)	(0,041)	(0,066)	(0,060)

Tabela 4: Coeficientes de determinação médios, com os respectivos desvios, para cada movimento de cada paciente para a comparação das curvas experimentais com as ajustadas pelo modelo de ajuste polinomial, referente ao eixo Z do sistema de coordenadas.

As Tabelas 5, 6 e 7 apresentam os parâmetros do modelo padrão de cada manobra com os respectivos desvios padrão e a média e desvio padrão do R² para cada eixo do sistema de coordenadas.

Manobra		Parâmetros do Modelo						R ² Médio
		B ₀	B ₁	B ₂	B ₃	B ₄	B ₅	
Abdução	M	1,060	0,096	4,302	-6,729	3,132	-0,502	0,940
	DP	(0,081)	(0,005)	(0,753)	(1,162)	(0,681)	(0,093)	(0,032)
Adução	M	1,014	2,052	-0,791	0,889	-0,414	0,060	0,955
	DP	(0,429)	(1,218)	(0,258)	(0,179)	(0,060)	(0,007)	(0,048)
Circundução	M	-1,454	7,847	-6,005	2,240	-0,419	0,030	0,852
	DP	(0,227)	(3,558)	(4,231)	(1,198)	(0,139)	(0,003)	(0,133)
Elevação	M	2,363	1,609	-2,107	0,174	0,099	-0,009	0,819
	DP	(0,715)	(0,353)	(1,205)	(0,108)	(0,004)	(0,005)	(0,259)
Extensão	M	0,110	-3,378	1,997	-0,261	-1,318	0,503	0,984
	DP	(0,002)	(0,801)	(1,07)	(0,153)	(0,811)	(0,158)	(0,03)
Flexão	M	5,466	8,462	10,550	-33,677	19,894	-3,541	0,972
	DP	(0,580)	(2,263)	(3,517)	(7,418)	(6,825)	(1,521)	(0,020)
RE1	M	9,710	-0,120	-0,069	0,117	-0,061	0,010	0,893
	DP	(0,030)	(0,038)	(0,091)	(0,069)	(0,022)	(0,003)	(0,057)
RE2	M	-1,375	1,063	-3,232	4,486	-1,982	0,246	0,820
	DP	(0,476)	(0,229)	(1,823)	(1,119)	(0,551)	(0,189)	(0,275)
RI1	M	3,359	10,236	-15,444	13,394	-6,143	1,190	0,942
	DP	(1,446)	(7,041)	(3,356)	(3,096)	(1,365)	(0,266)	(0,071)
RI2	M	-0,790	-1,101	0,265	0,355	-0,147	0,018	0,889
	DP	(0,902)	(0,110)	(0,140)	(0,0184)	(0,006)	(0,001)	(0,069)

Tabela 5: Parâmetros do modelo polinomial padrão de cada movimento, independente do paciente e coeficiente de determinação com os respectivos desvios padrão, referente ao eixo X do sistema de coordenadas.

Manobra		Parâmetros do Modelo						R ² Médio
		B ₀	B ₁	B ₂	B ₃	B ₄	B ₅	
Abdução	M	10,210	-2,532	-1,128	-11,617	8,730	-1722	0,979
	DP	(0,204)	(1,401)	(0,913)	(8,135)	(4,480)	(1,229)	(0,001)
Adução	M	9,685	-0,345	0,816	-1,011	0,176	0,015	0,989
	DP	(0,111)	(0,064)	(0,257)	(0,873)	(0,111)	(0,001)	(0,005)
Circundução	M	-4,670	-0,476	3,814	-0,657	-0,148	0,027	0,955
	DP	(0,972)	(0,170)	(1,409)	(0,186)	(0,025)	(0,019)	(0,002)
Elevação	M	9,424	0,732	-0,811	-7,814	4,328	-0,633	0,968
	DP	(0,314)	(0,209)	(0,529)	(4,635)	(1,241)	(0,137)	(0,001)
Extensão	M	9,738	-1,233	1,431	-0,962	-0,088	0,097	0,956
	DP	(0,064)	(0,317)	(0,259)	(0,152)	(0,535)	(0,013)	(0,003)
Flexão	M	9,705	-4,948	-20,600	15,018	-3,085	0,068	0,968
	DP	(0,209)	(2,391)	(11,153)	(4,117)	(1,447)	(0,061)	(0,002)
RE1	M	-1,042	-0,263	-0,332	0,184	-0,043	0,005	0,935
	DP	(0,113)	(0,081)	(0,187)	(0,122)	(0,033)	(0,001)	(0,091)
RE2	M	-0,054	-7,239	2,160	-4,797	3,781	-0,808	0,948
	DP	(0,053)	(4,024)	(0,741)	(2,535)	(2,583)	(0,059)	(0,002)
RI1	M	6,682	-6,874	16,139	-11,301	1,762	0,265	0,945
	DP	(3,628)	(3,992)	(4,354)	(3,564)	(1,178)	(0,171)	(0,004)
RI2	M	-0,171	-0,780	12,419	-9,114	2,751	-0,317	0,934
	DP	(0,027)	(0,179)	(2,014)	(1,631)	(1,543)	(0,065)	(0,005)

Tabela 6: Parâmetros do modelo polinomial padrão de cada movimento, independente do paciente e coeficiente de determinação com os respectivos desvios padrão, referente ao eixo Y do sistema de coordenadas.

Manobra		Parâmetros do Modelo						R ² Médio
		B ₀	B ₁	B ₂	B ₃	B ₄	B ₅	
Abdução	M	3,070	-0,789	30,317	-39,594	18,718	-3,176	0,941
	DP	(1,427)	(0,676)	(8,588)	(7,862)	(8,489)	(2,554)	(0,011)
Adução	M	0,521	0,616	-3,632	1,433	-0,227	0,021	0,922
	DP	(0,201)	(0,108)	(3,316)	(0,309)	(0,102)	(0,012)	(0,004)
Circundução	M	7,485	3,299	-3,650	1,423	-0,215	0,010	0,794
	DP	(0,278)	(1,874)	(1,419)	(1,201)	(0,032)	(0,002)	(0,106)
Elevação	M	1,962	1,487	11,033	-7,820	1,178	0,040	0,940
	DP	(0,675)	(1,447)	(6,687)	(3,916)	(1,004)	(0,005)	(0,023)
Extensão	M	0,502	-0,111	-0,472	0,531	-0,318	0,070	0,938
	DP	(0,100)	(0,016)	(0,327)	(0,314)	(0,104)	(0,009)	(0,027)
Flexão	M	0,602	-0,665	10,772	-13,038	5,160	-0,649	0,890
	DP	(0,572)	(0,057)	(7,966)	(2,625)	(3,643)	(0,157)	(0,056)
RE1	M	0,341	-0,652	0,609	-0,586	0,189	-0,018	0,858
	DP	(0,280)	(0,112)	(0,113)	(0,332)	(0,113)	(0,009)	(0,022)
RE2	M	10,277	-5,102	9,631	-12,581	4,721	-0,460	0,875
	DP	(0,287)	(4,066)	(3,370)	(6,519)	(2,905)	(0,149)	(0,004)
RI1	M	-0,743	-4,680	12,393	-11,406	4,532	-0,678	0,882
	DP	(0,591)	(1,466)	(5,569)	(3,333)	(1,516)	(0,222)	(0,065)
RI2	M	9,490	-1,513	4,700	-6,859	2,821	-0,369	0,911
	DP	(0,244)	(1,469)	(3,544)	(4,493)	(1,212)	(0,038)	(0,006)

Tabela 7: Parâmetros do modelo polinomial padrão de cada movimento, independente do paciente e coeficiente de determinação com os respectivos desvios padrão, referente ao eixo Z do sistema de coordenadas.

Com esses modelos, foi possível determinar a região do deslocamento que caracteriza o movimento para um indivíduo hígido, como mostrado nas Figuras 32, 33, 34, 35, 36 e 37.

As curvas pontilhadas em preto são os limites superior e inferior. A linha cheia preta é referente à curva padrão construída por meio das médias de cada modelo de cada movimento para cada paciente e as linhas em vermelho as curvas padrão de cada paciente para a manobra em questão, sendo esses casos representados pelos movimentos de abdução e circundução. O restante das curvas representativas de movimentos está inserido no Anexo 5.

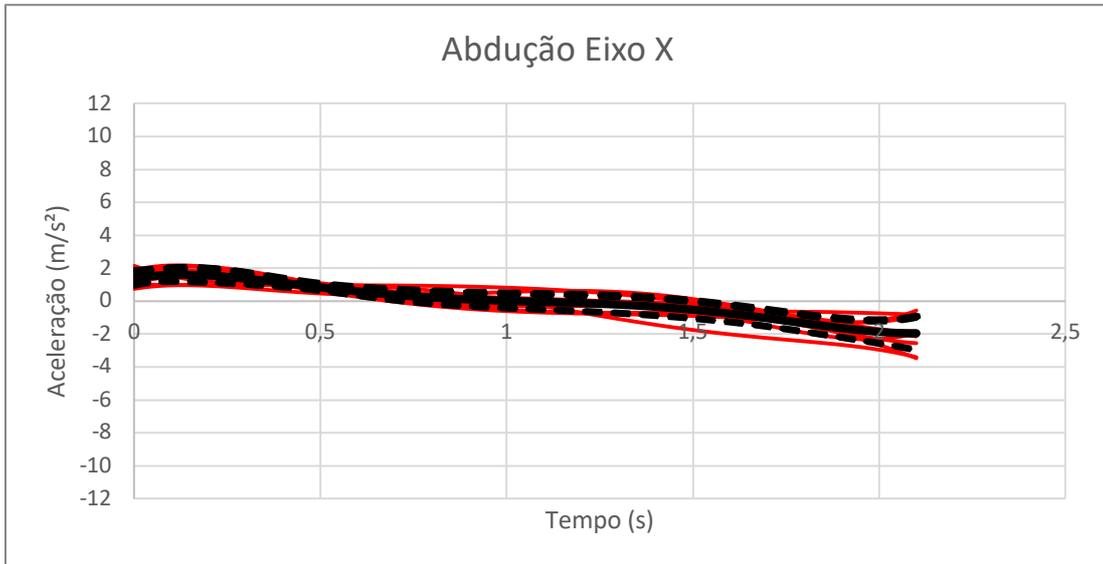


Figura 32: Curva padrão e seus limites para a manobra de abdução no eixo X.

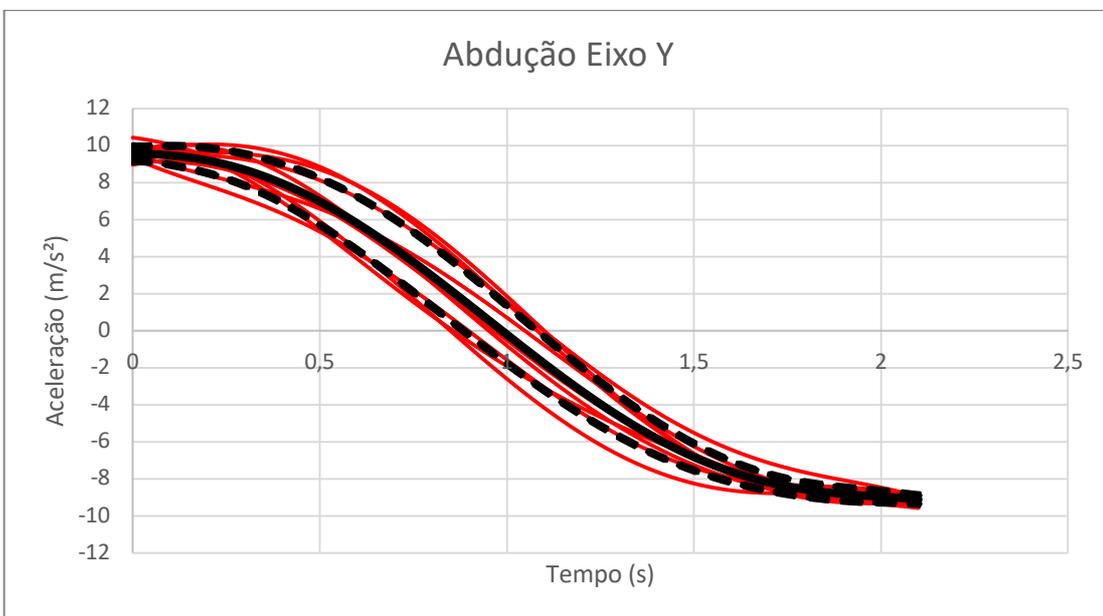


Figura 33: Curva padrão e seus limites para a manobra de abdução no eixo Y.

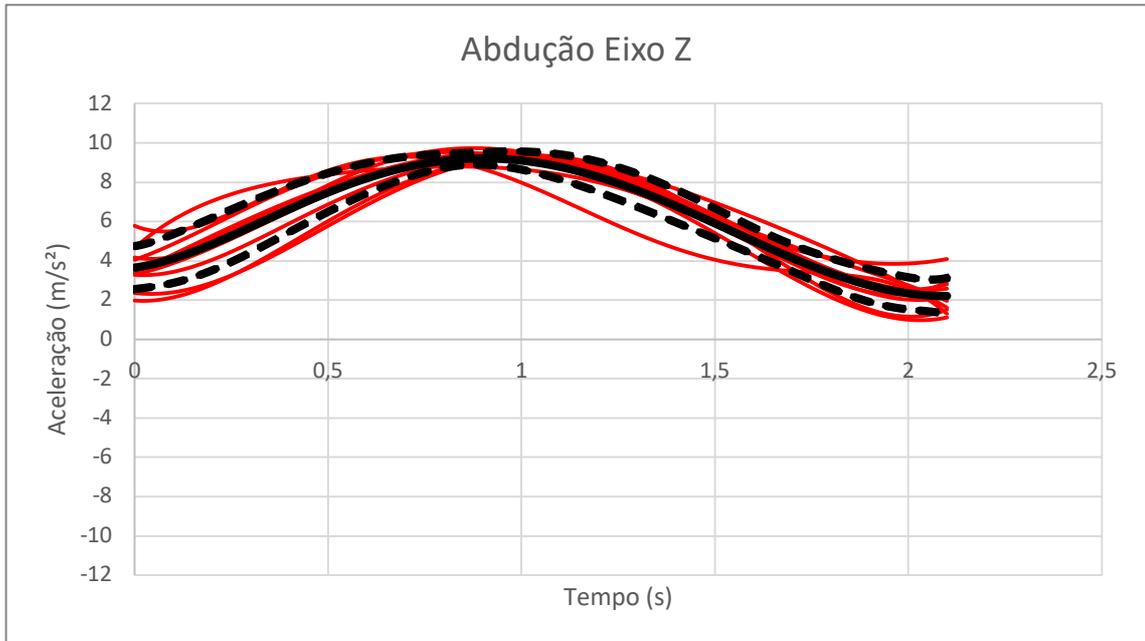


Figura 34: Curva padrão e seus limites para a manobra de abdução no eixo Z.

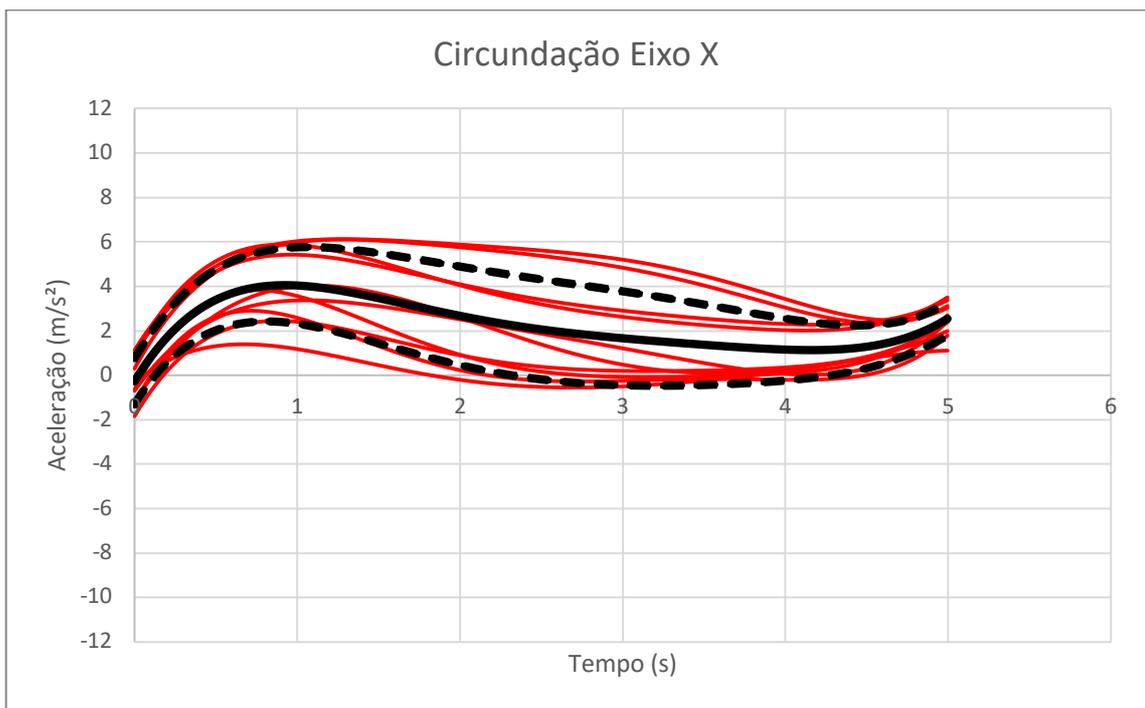


Figura 35: Curva padrão e seus limites para a manobra de circundação no eixo X.

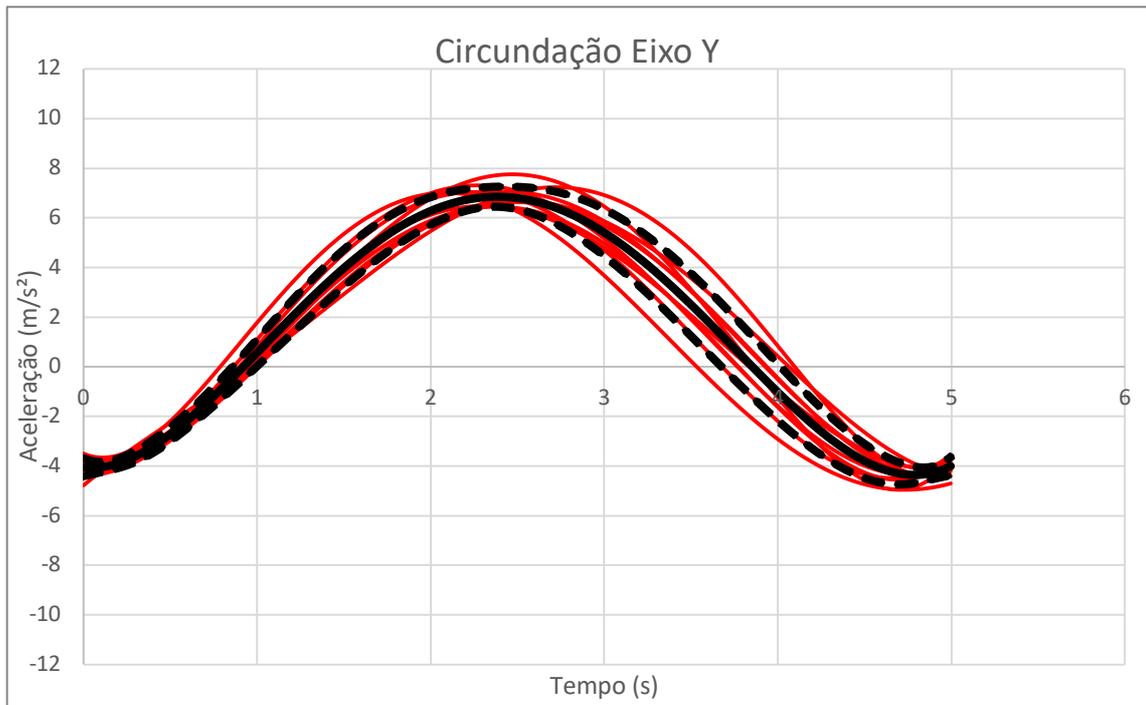


Figura 36: Curva padrão e seus limites para a manobra de circundação no eixo Y.

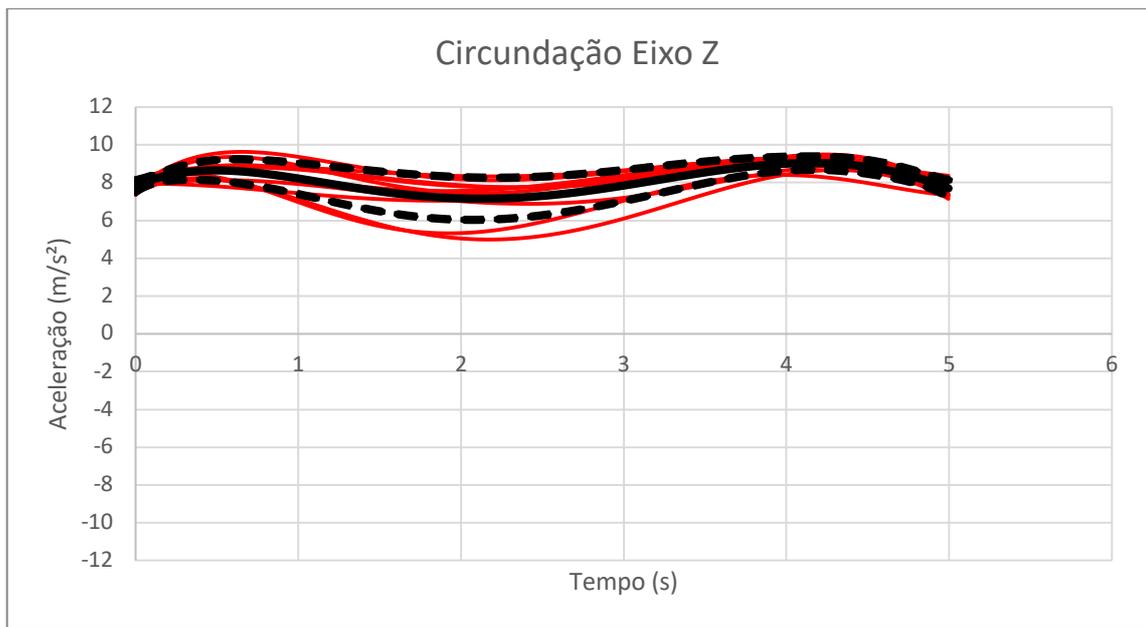


Figura 37: Curva padrão e seus limites para o movimento de circundação no eixo Z.

5. DISCUSSÃO

Neste trabalho, foi proposto um método original para o estudo da cinemática do ombro por meio do uso de acelerômetro presente no *smartphone*. Para isso, foram avaliados os ombros direitos de dez sujeitos hígidos com idade entre 20 e 30 anos. Com esse procedimento, foi possível a determinação das curvas padrão que representam os movimentos de elevação anterior, flexão, extensão, abdução, adução, rotação externa com o braço ao lado do tórax, rotação interna, rotação externa com o ombro a 90° de abdução, rotação interna com o ombro a 90° de abdução e circundução do ombro.

A observação visual de alterações da amplitude de movimento de uma articulação, como a do ombro, é comumente utilizada durante a etapa de exame físico, sendo um componente fundamental da propedêutica médica. Esta observação auxilia e contribui para a elaboração de hipótese diagnóstica e ainda pode ser útil durante o tratamento e o processo de reabilitação de pacientes com enfermidade no ombro (GAJDOSIK et al., 1987; NORKIN e WHITE, 2003).

Além da observação visual, tradicionalmente, também são utilizados instrumentos que auxiliam na identificação de alterações da amplitude de movimento articular, como exemplo, o goniômetro (CORRELL et al., 2018). Entretanto, esta ferramenta, dentre outras desvantagens, é caracterizada por ser um método de avaliação estático e apresentar variabilidade nos resultados inter e intra-observadores (CORRELL et al., 2018; SHAMSI et al., 2019).

Nesse sentido, vale ressaltar que as articulações e os membros do corpo são capazes de realizar movimentos em mais de um plano anatômico, como por exemplo, movimentos circulares, cônicos e espirais, resultado da interação biomecânica entre diversos componentes anatômicos (WU et al., 2005; KIM et al., 2017a; PLUMMER et al., 2018).

Assim, realizar a mensuração utilizando transferidores como goniômetro, e eletrogoniômetro, é limitada e prejudicada decorrente ao fato desses instrumentos de aferição serem aptos para determinar inclinações em apenas um plano espacial (SHAMSI et al., 2019).

Considerando o exposto, o estudo dinâmico do movimento articular pode ser realizado por meio de dispositivos eletromagnéticos, como exemplo, o acelerômetro (MATSUKI et al., 2012; AGUIAR et al., 2014; MOBARK et al., 2017; NAKANO e CHAKRABORTY, 2017).

A principal característica deste aparato, sendo um dispositivo eletromecânico, é a medição da aceleração, isto é, a taxa de variação da velocidade nos três planos ortogonais de coordenadas.

Os acelerômetros mais utilizados nessas aplicações respondem tanto à aceleração devido à gravidade quanto à aceleração devido ao movimento do corpo. Isso os torna adequados para medir as orientações posicionais no espaço e os movimentos do corpo de maneira dinâmica (GODFREY et al., 2008; MOBARK et al., 2017).

Os sistemas de monitoramento que utilizam acelerômetros têm sido usados para classificar posturas e atividades físicas, incluindo a posição ortostática, sentada, deitada ou em movimento, durante a subida de escadas ou durante atividades físicas como atletismo e ciclismo, com elevado grau de precisão (VELTINK et al., 1996; FAHRENBERG et al., 1997; AMINIAN et al., 1999; FOERSTER e FAHRENBERG, 2000; AGUIAR et al., 2014; BULLING et al., 2014; ZUBAIR, 2016).

WALMSLEY et al. (2018), por meio de revisão sistemática, avaliaram 66 estudos que mediram a amplitude articular utilizando sensores para o reconhecimento de atividades físicas. Os trabalhos que investigaram o uso de sensores para medir a cinemática dos membros inferiores demonstraram um nível de precisão com erros inferiores a quatro graus, entretanto, a validade e a confiabilidade dos sensores quando aplicados ao membro superior não foram claramente descritas. Em relação aos movimentos de rotações interna e externa do ombro, estes apresentaram maiores erros encontrados e, portanto, os resultados para esses movimentos devem ser interpretados com cautela. Nessa mesma revisão sistemática, nas pesquisas realizadas em movimentos de articulação permeando por múltiplos planos espaciais, quando comparadas com estudos que avaliaram o movimento isolado em único plano flexão e extensão, foram encontradas maiores amplitudes de erros.

Assim sendo, a medição de múltiplos planos de movimento representa um desafio adicional à análise de movimento e precisa ser realizada com análises detalhadas de todas as grandezas físicas essenciais e pertinentes ao fenômeno de deslocamento (EL-GOHARY e MCNAMES, 2015; WALMSLEY et al 2018).

MOBARK et al. (2017) estudaram o reconhecimento de atividades físicas de sujeitos com dois *smartphones* com acelerômetro posicionados no punho e no braço. Os dados foram coletados em um cenário onde os sujeitos fizeram o

preparo do café da manhã. As atividades eram categorizadas hierarquicamente em três níveis de acordo com a complexidade e a acurácia deste método, e, como resultado, encontrou-se elevado acerto no reconhecimento de atividades simples, como sujeitos em posição sentado ou durante o ato de caminhar. Porém, a acurácia diminuiu conforme a elevação da complexidade das atividades, como exemplo, durante a realização do preparo de um suco ou sanduíche.

LIU et al. (2016) usaram *smartphones* para reconhecer movimentos complexos durante práticas esportivas e atividades do cotidiano. Incluíram como práticas esportivas os atos de caminhar, de correr, de pular e de jogar bola, enquanto as cotidianas, de comer e de tomar café. O método demonstrou capacidade para o reconhecimento destas atividades, porém, necessitou um longo período de tempo para realizar este reconhecimento decorrente às diferenças encontradas no mesmo movimento, inviabilizando este método para o uso rotineiro.

Nesse contexto, SAGUNA et al. (2013), utilizando-se de acelerômetro para reconhecer 16 atividades complexas como cozinhar, ir ao trabalho e assistir vídeos, também obtiveram baixa acurácia com relação a atividades que exigiram longo período para realização.

Para que estes métodos descritos, os quais utilizam sensores, possam cumprir os objetivos de reconhecer atividades rotineiras e físicas específicas, existe a necessidade do conhecimento prévio e preciso dos movimentos que são os focos do estudo. Entretanto, as características biomecânicas dos movimentos geralmente não são conhecidas, e, com isso, excluem particularidades da resposta mecânica dos movimentos em cada plano delineado no decorrer do tempo (KAPANDJI, 2013).

LEE e colaboradores (2013) demonstraram o reconhecimento de cinco de seis movimentos testados em pacientes com capsulite adesiva do ombro durante o período de reabilitação fisioterápico. Para isso, foram utilizados dois sensores com acelerômetros tri-axiais os quais foram posicionados no punho e no braço dos sujeitos. Nesse caso, é importante apontar que este método não é capaz de delinear, na totalidade, a curva padrão representativa dos movimentos testados, e, conseqüentemente, não é possível a obtenção do posicionamento nos três eixos das coordenadas dessa curva.

Apesar das diferenças metodológicas, o trabalho atual analisa os três eixos de modo concomitante, e, com esse procedimento, o comportamento físico-

mecânico dos movimentos são definidos de modo integral, repercutindo assim, nos dados adquiridos e torna o método mais acurado e preciso. Ainda, para determinar a qualidade dos ajustes, utilizou-se de métodos matemáticos e estatísticos como o coeficiente de determinação para a validação do método.

YURTMAN e BARSHAN (2014) desenvolveram um sistema com o objetivo de detectar e avaliar, de modo quantitativo, exercícios fisioterápicos, utilizando-se de sensores portáteis de movimento. Para isso, foram avaliadas similaridades entre a execução de oito exercícios por cinco sujeitos e modelos previamente gravados em vídeos. O sistema proposto, de alto custo computacional, foi usado para avaliar a eficácia do tratamento fisioterápico e fornecer *feedback* ao paciente, entretanto, o aparato não apresentou resultado consistente para diferenciar movimentos de modelos dos executados pelos sujeitos.

Diferentemente, neste presente trabalho, utilizou-se de recursos computacionais modalidade *open source*, e com essa ação, o custo operacional é reduzido e vale lembrar que todos os sujeitos foram examinados pelo mesmo especialista, demonstrando assim, a preocupação com a homogeneidade dos procedimentos. Além disso, quando se trata do fenômeno movimento, o tempo de execução é primordial, pois diferenças dessa grandeza física, mesmo realizando movimento similar quanto à morfologia, este fato repercute diretamente nestes movimentos realizados, ou seja, acarreta em comparações de fenômenos desiguais devido a diferenças de velocidades, amplitudes angulares e, conseqüentemente, na aceleração (KAPANDJI, 2013).

Com relação ao posicionamento do *smartphone* contendo o acelerômetro, este tema é importante nas análises biomecânicas, pois dependendo de critérios não bem estabelecidos como fixação e movimentação irregular do aparato, os dados coletados podem não serem precisos e acurados decorrentes a variáveis presentes (KHAN, 2010; DAYANIDHI et al., 2015; KOLK et al., 2016; BOBIN et al., 2017).

Assim sendo, a inserção e a localização deste sensor devem proporcionar um cenário de ausência de movimento indevido do aparato, pois caso isso ocorra, a orientação dos eixos referenciais será alterada e a tarefa de reconhecer, corretamente, os diferentes deslocamentos reais, problemática. Portanto, é digno de nota que a utilização livre do sensor, como por exemplo, dentro de um bolso de vestimenta, deve ser evitado (KHAN, 2010).

Sob esse quesito, neste trabalho escolheu-se a face posterior do punho e, esse procedimento foi determinado pela facilidade na execução dessa ação, pelo aspecto físico de amplitude de movimento da distância punho-ombro, pela firmeza de manutenção do aparato nesse local e por permitir adequada visibilidade do aplicativo durante as manobras.

Em relação à fixação do *smartphone*, foi utilizado um dispositivo com fitas com tiras com velcro empregado durante atividades esportivas. Não foi observada mobilização do equipamento bem como migração do posicionamento ou queda do *smartphone*, situações estas que poderiam, conforme anteriormente dito, interferir nos resultados. (DAYANIDHI et al., 2015; KOLK et al., 2016).

Além do posicionamento do sensor utilizando dispositivos com tiras de velcros, relógios ou adornos com acelerômetro, existem outras modalidades de posicionamento como a incorporação em materiais têxteis (BOBIN et al., 2017) e, ainda, o implante intraósseo (LUDEWIG et al., 2009).

BOBIN et al. (2017) analisaram movimentos de flexão de cotovelos de pacientes através de sensores incorporados em tecidos vestíveis. Esses autores demonstraram como vantagem a baixa influência dos sensores na rotina do paciente, ao contrário dos sensores que são posicionados sobre a pele. No entanto, esses sensores inseridos em vestimentas ou bolsos específicos para esse aparato, apresentam restrições durante a coleta dos dados devido a formação de ruídos adicionais que dificultam as análises.

Em situação mais invasiva, LUDEWIG et al. (2009) realizaram trabalho com inserção de pino com o sensor diretamente na clavícula do sujeito de pesquisa, alcançando assim, maior exatidão de mensuração do deslocamento desse osso quando ocorre o movimento do ombro. Entretanto, procedimentos invasivos como implantação de sensores intraósseos em indivíduos são considerados eticamente duvidosos, pois ainda não findou o desenvolvimento de métodos adicionais menos injuriosos para a obtenção de conhecimentos nessa área. Além disso, complicações infecciosas locais, dor e fratura de clavícula são situações extremamente graves e que podem estar relacionadas a este procedimento invasivo de implantação intraóssea de dispositivo.

Além dessas observações anteriormente posicionadas, neste trabalho, selecionou-se a investigação dos movimentos de ombro direito hígido. Vale lembrar que todos os sujeitos da pesquisa são destros e, considerando o baixo peso do *smartphone*, 148 gramas, não ocorreram queixas relacionadas à fadiga

ou à dor por parte dos sujeitos durante os testes. Este aspecto específico e de importância metodológica, não é descrito na grande maioria dos trabalhos realizados (LEE et al., 2013; YURTMAN e BARSHAN, 2014; BOBIN et al., 2017).

Vale ressaltar que todo método científico baseia-se no controle das variáveis para alcançar resultados mais acurados e precisos, e, neste trabalho, as ações não foram realizadas em direção contrária à indicação acima.

Sendo assim, atentou-se nessa pesquisa o cuidado com a homogeneidade dos sujeitos e, nesse sentido, foram inclusos dez estudantes com idade média de $24,5 \pm 2,1$ anos. Além disso, foram recrutados sujeitos saudáveis com relação aos ombros, ou seja, que não apresentassem doenças atuais ou pregressas nessa articulação, e todos com predominância funcional direita, ou seja, destros.

Tradicionalmente, durante avaliação de profissional ortopédico, medidas objetivas como amplitude de movimento e graduação da força muscular são os atributos de maior peso quando comparadas a medidas subjetivas de questionários que interrogam sobre características da dor e grau de incapacidade funcional. Todavia, é correto afirmar que as características de manifestações clínicas sintomatológicas são tão importantes quanto os dados objetivos dentro da semiologia médica (NAPOLES et al., 2010). Desse modo, incluiu-se, nessa pesquisa, um questionário para a avaliação inicial dos sujeitos e, este, tem a característica de avaliar o impacto de possível doença na qualidade de vida do indivíduo.

A partir dos anos 1980, diversos questionários para a avaliação funcional do ombro foram desenvolvidos e alguns desses apresentam versões traduzidas e adaptadas para o português e aplicadas no Brasil.

O questionário *The Disabilities of the Arm, Shoulder, and Hand Questionnaire (DASH)*, desenvolvido para ser utilizado em pacientes que apresentam distúrbios em qualquer articulação do membro superior, é composto por 30 itens que avaliam os sintomas e as funções físicas, sociais e psicológicas dos mesmos (NAPOLES et al., 2010).

Entre os instrumentos de medida específicos para a região do ombro, o *American Shoulder and Elbow Surgeons Standardized Shoulder Assessment Form (ASES)* destaca-se pela quantidade de citações na literatura (RICHARDS et. al., 1994).

O ASES é um instrumento elaborado pelo *Research Committee of the American Shoulder and Elbow Surgeons* e é dividido em duas seções: uma

administrada por um médico e outra autoadministrada pelo paciente. Essa última seção é composta por um item relacionado à dor e dez itens relacionados à função, com validade, confiabilidade e responsividade adequadas e demonstradas (MICHENER, et al., 2002; ANGST et al., 2008; KNAUT et al., 2010).

Além da aplicação do questionário *ASES*, neste trabalho, foram também realizados exames complementares de ultrassonografia dos ombros dos sujeitos para confirmar a ausência de lesão nestas regiões anatômicas. Este exame permite a avaliação de injúrias nas estruturas de partes moles que compõem o ombro, por exemplo, músculos, tendões e ligamentos (SCHMIDT, et al. 2014).

A ultrassonografia é um exame por imagem que não utiliza radiação e apresenta mínimos efeitos colaterais. Por ser um método dinâmico, permite ao examinador, ao solicitar para que o paciente mobilize a articulação do ombro, obtenha informações adicionais sobre as características de possíveis roturas musculares ou tendinosas (STRACCIOLINI, 2019).

Assim sendo, neste trabalho, a determinação dos parâmetros físicos essenciais de movimentos de articulação do ombro saudável foi possível por meio da aplicação desse método. Esses procedimentos possibilitam vasta aplicabilidade para diferentes cenários articulares e de partes do corpo, além de ser acurado, preciso e permitir extração e análise de parâmetros, de modo dinâmico, quantificando os movimentos executados matematicamente e com validação estatística.

Com isso, espera-se que essa abordagem possa auxiliar de modo positivo no conhecimento biomecânico, inicialmente, do ombro, apoiando no diagnóstico, no acompanhamento, no tratamento, e, principalmente, na prevenção das enfermidades dessa articulação complexa assim como de outras juntas e partes do corpo.

6. CONCLUSÃO

Por meio dos resultados, neste trabalho, conclui-se que é possível, e de modo acurado e preciso, determinar e analisar os parâmetros físicos-mecânicos pertencentes ao comportamento biomecânico dos movimentos da articulação do ombro de pacientes hígidos por meio do uso de acelerômetros presentes em *smartphone*.

7. REFERÊNCIAS

AGUIAR, B.; ROCHA, T.; SILVA, J.; SOUSA I. Accelerometer-based fall detection for smartphones. **IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications**, 1-6, 2014.

AN, K.N.; CHAO, E.Y.S. Kinematic analysis of human movement. **Ann Biomed Eng**, 12: 585, 1984.

AN, K.N.; JACOBSEN, M.C.; BERGLUND, L.J.; CHAO, E.Y.S. Application of a magnetic tracking device to kinesiological studies. **J Biomech**, 21: 613, 1988.

AN, K.N.; BROWNE, A.O.; KORINEK, S.; TANAKA, S.; MORREY, B.F. Scapular and rotator cuff muscle activity during arm elevation. **J Orthop Res**, 9: 143-149, 1991.

ANGLIN, C.; WYSS, U.P. Review of arm motion analyses. **Proc Inst Mech Engrs**, 214, 2000.

ANGST, F.; GOLDHAHN, J.; DRERUP, S.; AESCHLIMANN, A.; SCHWYZER, H. K.; SIMMEN, B. R. Responsiveness of six outcome assessment instruments in total shoulder arthroplasty. **Arthritis Rheum**, 59(3): 391-398, 2008.

BAEYENS, J.P.; VAN ROY, P.; DE SCHEPPER, A.; DECLERCQ, G.; CLARIJS, J.P. Glenohumeral joint kinematics related to minor anterior instability of the shoulder at the end of the late preparatory phase of throwing. **Clin Biomech**, 16(9): 752-757, 2001.

BAEK, J.; LEE, G.; PARK, W.; YUN, B. Accelerometer Signal Processing for User Activity Detection. In: **Knowledge-Based Intelligent Information and Engineering Systems**, 610-617, 2004.

BAGG, S.D.; FORREST, W.J. A biomechanical analysis of scapular rotation during arm abduction in the scapular plane. **Am J Phys Med Rehabil**, 67: 238-245, 1988.

- BAO, L.; INTILLE, S. Activity recognition from user-annotated acceleration data. **Pervasive Computing**, 1-17, 2004.
- BANKS, S.A.; HODGE, W.A. Accurate measurement of three-dimensional knee replacement kinematics using single-plane fluoroscopy. **IEEE Trans Biomed Eng**, 43(6): 638-649, 1996.
- BEAM; J.G. Direct observations on the function of the capsule of the sternoclavicular joint in clavicular support. **J Anat**, 101: 159-170, 1967.
- BERGMANN, G. Biomechanics and pathomechanics of the shoulder joint with reference to prosthetic joint replacement. In Koelbel R, et al (eds): **Shoulder Replacement**. BERLIN: Springer-Verlag, 1987.
- BEY, M.J.; ZAUDEL, R.; BROCK, S.K.; TASHMAN, S. Validation of a new model-based tracking technique for measuring three-dimensional, in vivo glenohumeral joint kinematics. **J Biomech Eng**, 128(4): 604-609, 2006.
- BLANKEVOORT, L.; HUISKES, R.; DE LANGE, A. The envelope of passive knee joint motion. **J of Biomech**, 21, 705-720, 1988.
- BOBIN, M.; AMROUN, H.; COQUILLART, S.; BIMBARD, F.; AMMI, M. SVM based approach for the assessment of elbow flexion with smart textile sensor. **2017 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics**, 2017.
- BORSTAD, J.D.; LUDEWIG, P.M. Comparison of scapular kinematics between elevation and lowering of the arm in the scapular plane. **Clin Biomech**, 17, 650–659, 2002.
- BRAUNE, W.; FISCHER, O. Uber den Antheil, den die einzelnen Gelenke des Schultergürtels am der Beweglichkeit des menschlichen Humerus Haben, Abh, math-phys. cl.d.k. Sachs Gesellsch. d. Wiss, 14: 393-410, 1888.

BROSSMANN, J.; STABLER, A.; PREIDLER, K.W.; TRUDELL, D.; RESNICK, D. Sternoclavicular joint: MR Imaging - Anatomic correlations. **Radiology**, 198: 193-8, 1996.

BULLING, A.; BLANKE, U.; SCHIELE, B. A Tutorial on Human Activity Recognition Using Body-worn Inertial Sensors. **ACM Comput. Surv**, 46(3): 1-33, 2014.

BULLOCK, A.; WEBB, K. Technology in postgraduate medical education: a dynamic influence on learning? **Postgrad Med J**, 91(1081): 646–650, 2015.

CHERNBUMROONG, S.; ATKINS, A. S. Activity classification using a single wrist-worn accelerometer. **5th International Conference on Software, Knowledge Information, Industrial Management and Applications**, Proceedings, Benevento, 1-6, 2011.

CHIGATERI, N.G.; KERSE, N.; WHEELER, L.; MACDONALD, B.; KLENK, J. Validation of an accelerometer for measurement of activity in frail older people. **Gait Posture**, 66: 114-117, 2018.

CODMAN, E.A. **The Shoulder**, Boston: Tomas Todd, 1934.

COLE, T.M.; TOBIS, J.S. Measurement of musculoskeletal function: goniometry. In: Kottke FJ, Lehmann JF, editors. **Krusen's handbook of physical medicine and rehabilitation**. 4th ed. Philadelphia: Saunders, 20-32, 1920.

COLE, G.K.; NIGG, B.M.; RONSKY, J.L.; YEADON, M.R. Application of the joint coordinate system to three-dimensional joint attitude and movement representation: a standardization proposal. **J of Biomech Eng**, 115: 344-349, 1993.

CONWAY, A.M. Movements at the sternoclavicular and acromioclavicular joints. **Phys Ther Rev**, 41: 421-432, 1961.

COOLS, A.M.; WITVROUW, E.E.; DECLERCQ, G.A.; DANNEELS L.A.; CAMBIER D.C. Scapular muscle recruitment patterns: trapezius muscle latency with and without impingement symptoms. **Am J Sports Med**, 31: 542–549, 2003.

CORRELL, S.; FIELD, J.; HUTCHINSON, H.; MICKEVICIUS, G.; FITZSIMMONS, A.; SMOOT, B. Reliability and validity of the halo digital goniometer for shoulder range of motion in healthy subjects. **International Journal of Sports Physical Therapy**, 13(4): 707–714, 2018.

CRAWFORD, N.R.; YAMAGUCHI, G.T.; DICKMAN, C.A. Methods for determining spinal flexion/extension, lateral bending, and axial rotation from marker coordinate data: analysis and refinement. **Human Movement Science**, 15: 55-78, 1996.

DA SILVA, F.G. **Reconhecimento de movimentos humanos utilizando um acelerômetro e inteligência computacional**. São Paulo. (Dissertação – Mestrado -Universidade de São Paulo), 2013.

DAYANIDHI, S.; ORLIN, M.; KOZIN, S. DUFF, S.; KARDUNA, A. Scapular kinematics during humeral elevation in adults and children. **Clin Biomech**, 20(6): 600–606, 2005.

DEBSKI, R.E.; McMAHON, P.J.; THOMPSON, W.O.; WOO, S.L.; WARNER, J.J.; FU, F.H. A new dynamic testing apparatus to study glenohumeral joint motion. **J Biomech**, 28(7): 869-874, 1995.

DePALMA, A.F.; CALLERY, G.; BENNETT, G.A. Variational anatomy and degenerative lesions of the shoulder joint. **Am Acad Orthop Surgeons Instr Course Lect**, 6: 255-281, 1949.

DePALMA, A.F. Surgery of Shoulder. **Philadelphia, J. B. Lippincott Co.**, 1950.

DePALMA, A.F. Degenerative Changes in Sternoclavicular and Acromioclavicular Joints in Various Decades. **Springfield, Ill., C.C. Thomas**, 1957.

- DePALMA, A.F. Surgical anatomy of acromioclavicular and sternoclavicular joints. **Surg Clin North Am**, 43: 1541-1550, 1963.
- DOODY, S.G.; FREEDMAN, L.; WATERLAND, J.C. Shoulder movements during abduction in the scapular plane. **Arch Phys Med Rehabil**, 51: 595, 1970.
- DVIR, Z.; BERME, N. The shoulder complex in elevation of the arm: a mechanism approach. **J Biomech**, 11: 219-25, 1978.
- EBAUGH, D.D.; MCCLURE, P.W.; KARDUNA, A.R. Three-dimensional scapulothoracic motion during active and passive arm elevation. **Clin Biomech**, 20: 700–709, 2005.
- EBAUGH, D.D.; MCCLURE, P.W.; KARDUNA, A.R. Scapulothoracic and Glenohumeral kinematics following an external rotation fatigue protocol. **J Orthop Sports Phys Ther**, 36: 557–571, 2006.
- EL-GOHARY, M.; MCNAMES, J. Human joint angle estimation with inertial sensors and validation with a robot arm. **Biomed Eng**, 62(7): 1759–1767, 2015.
- ENDO, K.; IKATA, T.; KATOH, S.; TAKEDA, Y. Radiographic assessment of scapular rotational tilt in chronic shoulder impingement syndrome. **J Orthop Sci**, 6: 3-10, 2001.
- ENGEN, T.J.; WILLIAM, A.S. Method of kinematic study of normal upper extremity movements. **Arch Phys Med**, 49: 9-12, 1968.
- ERMES, M.; PÄRKKÄ, J.; MÄNTYJÄRVI, J.; KORHONEN, I. Detection of daily activities and sports with wearable sensors in controlled and uncontrolled conditions. **IEEE transactions on information technology in biomedicine**, 12(1): 20-6, 2008.
- FICK, R. Spezielle Gelenke und Muskelmechanik. In: **Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke**, 7(1): 521, 1911.

FREEDMAN, L.; MUNRO, R.R. Abduction of the arm in the scapular plane: scapular and glenohumeral movements. **J Bone Joint Surg**, 48: 1503-1510, 1966.

FROSI, G.; SULLI, A.; TESTA, M.; CUTOLO, M. The sternoclavicular joint: anatomy, biomechanic, clinical features and aspects of manual therapy. **Reumatismo**, 56(2): 82–88, 2004.

FUKUDA, K.; CRAIG, E. V.; AN, K.N. Biomechanical study of the ligamentous system of the acromioclavicular joint. **J Bone Joint Surg**, 68: 434, 1986.

FUNG, M.; KATO, S.; BARRANCE, P.J.; ELIAS, J.J.; MCFARLAND, E.G.; NOBUHARA, K.; CHAO, E.Y. Scapular and clavicular kinematics during humeral elevation: a study with cadavers. **J Shoulder Elbow Surg**, 10(3): 278-85, 2001.

GIACOMOSSI, L.C. **Método não invasivo utilizando acelerômetro para classificar movimentos normais e anormais de humanos**. Curitiba. (Dissertação – Mestrado - Universidade Tecnológica Federal do Paraná), 2011.

GAJDOSIK, R.L.; BOHANNON, R.W. Clinical measurement of range of motion. Review of goniometry emphasizing reliability and validity. **Phys Ther**, 67: 1867-1872, 1987.

GODFREY, A.; CONWAY, R.; MEAGHER, D.; ÓLAIGHIN, G. Direct measurement of human movement by accelerometry. **Medical engineering & physics**, 30(10): 1364-1386, 2008.

GOODWIN, J.; CLARK, C.; DEAKES, J.; BURDON, D.; LAWRENCE, C. Clinical methods of goniometry: a comparative study. **Disability and Rehabilitation**, 14: 10-15, 1992.

GRAICHEN, H.; STAMMBERGER, T.; BONEL, H.; ENGLMEIER, K.H.; REISER, M.; ECKSTEIN, F. Glenohumeral translation during active and passive elevation of the shoulder: a 3D open-MRI study. **J Biomech**, 33(5): 609-613, 2000.

- GREEN, B.; WOLF, S.L. Upper extremity joint movement: comparison of two measurement devices. **Arch Phys Med Rehabil**, 70: 288-290, 1989.
- HANSEN, L.; DE RAEDT, S.; JORGENSEN, P.B.; MYGIND-KLAVSEN, B.; KAPTEIN, B.; STILLING, M. Marker free model-based radiostereometric analysis for evaluation of hip joint kinematics: A validation study. **Bone Joint Res**, 7(6): 379-387, 2018.
- HARRYMAN, D.T. II; WALKER, E.D.; HARRIS, S.L. Residual motion and function after glenohumeral or scapulothoracic arthrodesis. **J Shoulder Elbow Surg**, 2: 275, 1993.
- HALL, S.J. Biomecânica da extremidade superior. **Biomecânica Básica**, 4a ed. Guanabara Koogan, 179-219, 2005.
- HAWKINS, R.J.; ABRAMS, J.S. Impingement syndrome in the absence of rotator cuff tear (stages 1 and 2). **Orthop Clin North Am**, 18: 373-382, 1987.
- HAWKINS, R.J.; BOKOR, D.J. Clinical evaluation of shoulder problems. In: Rockwood C.A. Jr, Matsen F.A. III, editors. **The shoulder**. Philadelphia: Saunders, 159-164, 1990.
- HELLEBRANDT, F.A.; DUVALL, E.N.; MOORE, M.L. The measurement of joint motion: part III-reliability of goniometry. **Phys Ther Rev**, 29: 302-307, 1949.
- HELMI, M.; ALMODARRESI, S. Human activity recognition using a fuzzy inference system. **Fuzzy Systems, 2009. FUZZ-IEEE ...**, 1897-1902, 2009.
- HOGFORS, C.; SIGHOLM, G.; HERBERTS, P. Biomechanical model of the human shoulder I. **Elem Biomech**, 20: 157, 1987.
- HOWELL, S.M.; IMOBERSTEG, A.M.; SEGER, D.H.; MARONE, P.J. Clarification of the role of the supraspinatus muscle in shoulder function. **J Bone Joint Surg**, 68: 398-404, 1986.

HOWELL, S.M.; GALINAT, B.J. The glenoid labral socket. A constrained articular surface. **Clin Orthop**, 243: 122–125, 1989.

HUANG, Y.H.; WU, T.Y.; LEARMAN, K.E.; TSAI, Y.S. A comparison of throwing kinematics between youth baseball players with and without a history of medial elbow pain. **Chin J Physiol**, 53, 160-166, 2010.

INMAN, V.T.; SAUNDERS, J.B.D.C.M.; ABBOTT, L.C. Observations on the function of the shoulder joint. **J Bone Joint Surg**, 26: 1-30, 1944.

INMAN, V.T.; SAUNDERS, J.B.D.C.M.; Observations on the function of the clavicle. **Calif Med**, 65(4): 158-166, 1945.

INUI, H.; HASHIMOTO, T.; NOBUHARA, K. External rotation during elevation of the arm. **Acta Orthop**, 80(4): 451-455, 2009.

ITOI, E.; HSU, H.C.; AN, K.N. Biomechanical investigation of the glenohumeral joint. **J Shoulder Elbow Surg**, 5(5): 407-424, 1996.

JOHNSTON, T.B. The movements of the shoulder joint: a plea for the use of the 'plane of the scapula' as the plane of reference for movements occurring at the humero-scapular joint. **Br J Surg**, 25: 252-260, 1937.

KAAJAKARI, V. Practical MEMS. **Las Vegas: Small Gear Publishing**, ISBN 978-0-9822991-0-4, 2009.

KABAT, H.; KNOTT, M. Proprioceptive facilitation technics for treatment of paralysis. **Phys Ther Rev**, 33: 53-64, 1953.

KAPANDJI, A. L. **O que é biomecânica**, 1ª ed, 2013.

KARDOUNI, J.R.; PIDCOE, P.E.; SHAFFER, S.W.; FINUCANE, S.D.; CHEATHAM, S.A.; SOUSA, C.O.; MICHENER, L.A. Thoracic spine manipulation in individuals with subacromial impingement syndrome does not immediately alter

thoracic spine kinematics, thoracic excursion, or scapular kinematics: a randomized controlled trial. **J. Orthop. Sports Phys. Ther**, 45, 527–538, 2015.

KARDUNA, A.R.; MCCLURE, P.W.; MICHENER, L.A. Scapular kinematics: effects of altering the Euler angle sequence of rotations. **J. Biomech**, 33, 1063-1068, 2000.

KARDUNA, A.R. Dynamic Measurements of Three-Dimensional Scapular Kinematics: A Validation Study, **ASME**, 123: 184-190, 2001.

KARANTONIS, D. M.; NARAYANAN, M. R.; MATHIE, M; LOVELL, N. H.; CELLER, B. G. Implementation of a real-time human movement classifier using a triaxial accelerometer for ambulatory monitoring. **IEEE transactions on information technology in biomedicine**, 10(1): 156-167, 2006.

KEBAETSE, M.; MCCLURE, P.; PRATT, N.A. Thoracic position effect on shoulder range of motion, strength, and three-dimensional scapular kinematics. **Arch Phys Med Rehabil**, 80: 945-950, 1999.

KEELE, K. Leonardo Da Vinci's influence on renaissance anatomy. **Medical History**, 8(4): 360-370, 1964.

KEENER J.D.; WEI, A.S.; KIM, H.M.; STEGER-MAY, K.; YAMAGUCHI, K. Proximal humeral migration in shoulders with symptomatic and asymptomatic rotator cuff tears. **J Bone Joint Surg**, 91(6): 1405-1413, 2009.

KHAN, A. M.; LEE, Y. K.; LEE, S.; KIM, T. S. Accelerometer`s position independent physical activity recognition system for long-term activity monitoring in the elderly. **Medical Biological Engineering Computing**. International Federation for Medical and Biological Engineering, 1271-1279, 2010.

KIBLER, W.B.; SCIASCIA, A. Current concepts: Scapular dyskinesis. **British Journal of Sports Medicine**, 44, 300-315, 2010.

KIJIMA, T.; MATSUKI, K.; OCHIAI, N. In vivo 3-dimensional analysis of scapular and glenohumeral kinematics: comparison of symptomatic or asymptomatic shoulders with rotator cuff tears and healthy shoulders. **J Shoulder Elbow Surg**, 24(11): 1817-1826, 2015.

KIM, Y.S.; YOO, Y.S.; JANG, S.W.; NAIR, A.V.; JIN, H.; SONG, H.S. In vivo analysis of acromioclavicular joint motion after hook plate fixation using three-dimensional computed tomography. **J Shoulder Elbow Surg**, 24(7): 1106-1111, 2015.

KIM, D.S.; ON, M.G.; YEOM, J.S. Overview of Various Measurement Tools for Shoulder Kinematics. **Clinics in Shoulder and Elbow**, 20(4): 244-248, 2017a.

KIM, E.; PARK, J.H.; HAN, B.R. In vivo analysis of three-dimensional dynamic scapular dyskinesis in scapular or clavicular fractures. **Acta Med Okayama**, 71(2): 151-159, 2017b.

KNAUT, L. A.; MOSER, A. D. L.; MELO, S. A.; RICHARDS, R. R. Tradução e adaptação cultural à língua portuguesa do American Shoulder and Elbow Surgeons Standardized Shoulder Assessment Form (ASES) para avaliação da função do ombro. **Rev Bras Reumatol**, 50(2): 176-189, 2010.

KOLK, A.; De WITTE, P.B.; HENSELER, J.F. Three-dimensional shoulder kinematics normalize after rotator cuff repair. **J Shoulder Elbow Surg**, 25(6): 881-9, 2016.

KONTAXIS, A.; CUTTI, A.G.; JOHNSON, G.R.; VEEGER H.E.J. A framework for the definition of standardized protocols for measuring upper-extremity kinematics. **Clinical Biomech**, 24(3): 246-53, 2009.

KOSKIMÄKI, H.; HUIKARI, V.; SIIRTOLA, P.; RÖNING, J. Behavior modeling in industrial assembly lines using a wrist-worn inertial measurement unit. **J Ambient Intelligence and Humanized Comp**, 2011.

- KOSKIMÄKI, N.; SIIRTOLA, P. Accelerometer vs. Electromyogram in Activity Recognition. **Artificial Intelligence Journal**, 5(3), 2016.
- LAUMANN, U. Kinesiology of the shoulder joint. In Koelber R, et al (eds): **Shoulder Replacement**. Berlin: Springer-Verlag, 1987.
- LEE, K.; LIN, H.; KAN, Y.; CHIANG, S. A pilot study of activity recognition on rehabilitation exercise of frozen shoulder using wireless inertial sensor node. **7th International Symposium on Medical Information and Communication Technology, Tokyo**, 117-120, 2013.
- LEWIS, O.J. The coracoclavicular joint. **J Anat**, 93: 296-303, 1959.
- LI, Y.; CHEN, G.; SHEN, Y.; ZHU, Y.; CHENG, Z. Accelerometer-based fall detection sensor system for the elderly. **IEEE 2nd International Conference on Cloud Computing and Intelligence Systems, Hangzhou**, 1216-1220, 2012.
- LIU, L.; PENG, Y.; WANG, S.; LIU, M.; HUANG, Z. Complex activity recognition using time series pattern dictionary learned from ubiquitous sensors. **Information Sciences**, 340: 41-57, 2016.
- LUCAS, D.B. Biomechanics of the shoulder joint. **Arch Surg**, 107: 425-432, 1973.
- LUKASIEWICZ, A.C; McCLURE, P.; MICHENER, L.; PRATT, N.; SENNETT, B. Comparison of 3-dimensional scapular position and orientation between subjects with and without shoulder impingement. **J Orthop Sports Phys Ther**, 29(10): 574-583, 1999.
- LUDEWIG, P.M.; REYNOLDS, J.F. The association of scapular kinematics and Comparison of 3-dimensional scapular position and orientation between subjects with and without shoulder impingement. **J Orthop Sports Phys Ther**, 29: 574-586, 1999.

LUDEWIG, P.M.; COOK, T.M. Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. **Phys Ther**, 80: 276–291, 2000.

LUDEWIG, P.M.; BEHRENS, S.A.; MEYER, S.M.; SPODEN, S.M.; WILSON, L.A. Three-dimensional clavicular motion during arm elevation: reliability and descriptive data. **J Orthop Sports Phys Ther**, 34: 140-149, 2004.

LUDEWIG, P.M. Three-dimensional acromioclavicular joint motions during elevation of the arm. **J Orthop Sports Phys Ther**, 38(4): 181-190, 2008.

LUDEWIG, P.M.; PHADKE, V.; BRAMAN, J.P.; HASSETT, D.R.; CIEMINSKI, J.; LAPRADE, R.F. Motion of the Shoulder Complex During Multiplanar Humeral Elevation. **J Bone Joint Surg**, 91(2): 378–389, 2009.

MACDONALD, G.A. A review of low cost accelerometers for vehicle dynamics. **Sensors and Actuators**, 21: 303-307, 1990.

MAGEE, D.J. **Orthopedic physical assessment**. 2nd ed. Philadelphia: Saunders, 1992.

MARÇAL, E.; ANDRADE, R.; RIOS, R. Aprendizagem utilizando dispositivos móveis com sistemas de realidade virtual. **Rev Novas Tecnol na Educ**, 3: 1–11, 2005.

MATHIE, M. J.; CELLER, B.G.; LOVELL, N. H.; COSTER, A. C. F. Classification of basic daily movements using a triaxial accelerometer. **Medical & Biological Engineering & Computing**, 42, 2004.

MATSUKI, K.; MATSUKI, K.O.; MU, S.; YAMAGUCHI, S.; OCHIAI, N.; SASHO, T.; SUGAYA, H.; TOYONE, T.; WADA, Y.; TAKAHASHI, K.; BANKS, S.A. In vivo 3-dimensional analysis of scapular kinematics: comparison of dominant and nondominant shoulders. **J Shoulder Elbow Surg**, 20(4): 659-665, 2011.

MATSUKI, K.; MATSUKI, K.O.; YAMAGUCHI, S. OCHIAI, N.; SASHO, T. et al. Dynamic in vivo glenohumeral kinematics during scapular plane abduction in healthy shoulders. **J Orthop Sports Phys Ther**, 42(2): 96-104, 2012.

MATSUMURA, N.; IKEGAMI, H.; NAKAMICHI, N.; NAKAMURA, T.; NAGURA, T. et al. Effect of shortening deformity of the clavicle on scapular kinematics: a cadaveric study. **Am J Sports Med**, 38(5): 1000-1006, 2010.

McCLURE, P.W.; MICHENER, L.A.; SENNETT, B.J.; KARDUNA, A.R. Direct 3-dimensional measurement of scapular kinematics during dynamic movements in vivo. **J Shoulder Elbow Surg**, 10(3): 269-277, 2001.

McGILL, S.M.; CHOLEWICKI, J.; PEACH, J.P. Methodological considerations for using inductive sensors (3Space Isotrak) to monitor 3-D orthopaedic joint motion. **Clinical Biomechanics**, 12, 190-194, 1997.

McGREGOR, L. Rotation at the shoulder: a critical inquiry. **Br J Surg**, 24: 425-438, 1937.

MELL, A.G.; LASCALZA, S.; GUFFEY, P.; RAY, J.; MACIEJEWSKI, M.; CARPENTER, J.E.; HUGHES, R.E. Effect of rotator cuff pathology on shoulder rhythm. **J Shoulder Elbow Surg**, 14: 58-64, 2005.

MICHENER, L. A.; MCCLURE, P. W.; SENNETT, B. J. American Shoulder and Elbow Surgeons Standardized Shoulder Assessment Form, patient self-report section: reliability, validity, and responsiveness. **J Shoulder Elbow Surg**, 11(6): 587-594, 2002.

MICHENER, L.A.; ELMORE, K.A.; DARTER, B.J.; TIMMONS, M.K. Biomechanical measures in participants with shoulder pain: intra-rater reliability. **Man Ther**, 22: 86-93, 2016.

MICHIELS, I.; GREVENSTEIN, J. Kinematics of shoulder abduction in the scapular plane: On the influence of abduction velocity and external load. **Clinic Biomech**, 10(3): 137-143, 1995.

MOBARK, M.; CHUPRAT, S.; MANTORO, T. Improving the accuracy of complex activities recognition using accelerometer-embedded mobile phone classifiers. **Second International Conference on Informatics and Computing (ICIC), Jayapura, 1-5, 2017.**

MOOR, B.K.; BOUAICHA, S.; ROTHENFLUH, D.A.; SUKTHANKAR, A.; GERBER, C. Is there an association between the individual anatomy of the scapula and the development of rotator cuff tears or osteoarthritis of the glenohumeral joint? a radiological study of the critical shoulder angle. **Bone Joint J**, 95(7): 935-941, 2013.

NAKANO, K.; CHAKRABORTY, B. Effect of dynamic feature for human activity recognition using smartphone sensors. **Awareness Science and Technology, IEEE 8th International Conference**, 539-543, 2017.

NAPOLES, B. V.; HOFFMAN, C. B.; MARTINS, J.; DE OLIVEIRA, A. S. Tradução e adaptação cultural do Penn Shoulder Score para a Língua Portuguesa: PSS-Brasil. **Rev Bras Reumatol**, 50(4): 389-407, 2010.

NEER, C.S. Impingement lesions. **Clin Orthop Relat Res**, 173: 70-7, 1983.

NICHOL, A. C. A new flexible electrogoniometer with widespread applications. In: Johnson B (Ed): **Biomechanics X-B**, Champaign, Illinois Human Kinematics Publishers, 6: 1029-1033, 1987.

NICHOL, A. C. Measurement of joint motion. **Clinical Rehabilitation**, 3: 1-9, 1989.

NISHINAKA, N.; TSUTSUI, H.; MIHARA, K. SUZUKI, K.; MAKIUCHI, D.; KON, Y. et al. Determination of in vivo glenohumeral translation using fluoroscopy and shape-matching techniques. **J Shoulder Elbow Surg**, 17(2): 319-322, 2008.

NOBUHARA, K.; IKEDA, H. Rotator interval lesion. **Clin Orthop**, 223: 44, 1987.

NORKIN, C.C.; WHITE, D.J. Measurement of Joint Motion. **A Guide to Goniometry**. 3rd ed. Philadelphia: FA Davis, 2003.

NOURY, N.; FLEURY, A.; RUMEAU, P.; BOURKE, A.K.; LAIGHIN, G.O.; RIALLE, V.; LUNDY, J.E. Fall detection - Principles and Methods. **29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**, 1663-1666, 2007.

OGATA, K.; YASUNAGA, M.; NOMIYAMA, H. The effect of wedged insoles on the thrust of osteoarthritic knees. **Int Orthop**, 21: 308-312, 1997.

OHWOVORIOLE, E.N.; MEKOW, C.A technique for studying the kinematics of human joints. Part II. The humeroscapular joint. **Orthopedics**, 10: 457, 1987.

PALETTA, G.A. JUNIOR.; WARNER, J.J.; WARREN, R.F.; DEUTSCH, A.; ALTCHER, D.W. Shoulder kinematics with two-plane x-ray evaluation in patients with anterior instability or rotator cuff tearing. **J Shoulder Elbow Surg**, 6(6): 516-527, 1997.

PARADISO, R.; ROSSI, D. Advances in textile technologies for unobtrusive monitoring of vital parameters and movements. **Engineering in Medicine and Biology Society. 28th Annual International Conference of the IEEE**, 392 -395, 2006.

PÄRKKÄ, J. Analysis of Personal Health Monitoring Data for Physical Activity Recognition and Assessment of Energy Expenditure. **Mental Load and Stress**. Espoo: Tampere University of Technology, 2011.

PAYNE, L.Z.; DENG, X.H.; CRAIG, E.V.; TORZILLI, P.A.; WARREN, R.F. The combined dynamic and static contributions to subacromial impingement. A biomechanical analysis. **Am J Sports Med**, 25(6): 801-808, 1997.

PEARL, M.L.; HARRIS, S.L.; LIPPITT, S.B.; SIDLES, J.A.; HARRYMAN, D.T.; MATSEN, F.A. A system for describing positions of the humerus relative to the

thorax and its use in the presentation of several functionally important arm positions. **J Shoulder Elbow Surg**, 1: 113-138, 1992a.

PEARL, M.L.; SIDLES, J.A.; LIPPITT, S.B. Codman's paradox: Sixty years later. **J Shoulder Elbow Surg**, 1: 219, 1992b.

PEARL, M.L.; JACKINS, S.; LIPPITT, S.B.; SIDLES, J.A.; MATSEN III, F.A. Humeroscapular positions in a shoulder range-of-motion-examination. **J Shoulder Elbow Surg**, 6: 296–305, 1993.

PERRY, J. Biomechanics of the shoulder. In: Rowe C (ed) - **The Shoulder**. New York: Churchill Livingstone, 1988.

PLUMMER, H.A.; POZZI, F.; MICHENER, L.A. Comparison of two trunk electromagnetic sensor placement methods during shoulder motion analysis. **J Biomech**, 68(8): 132-135, 2018.

POPPEL, N.K.; WALKER, P.S. Normal and abnormal motion of the shoulder. **J Bone Joint Surg**, 58: 195-20, 1976.

POPPEL, N. K.; WALKER, P. S. Forces at the glenohumeral joint in abduction. **Clin Orthop**, 135: 165-170, 1978.

REDDY, A.; GULOTTA, L.V.; CHEN, X.; CASTAGNA, A.; DINES, D.M.; WARREN, R.F.; KONTAXIS, A. Biomechanics of lower trapezius and latissimus dorsi transfers in rotator cuff-deficient shoulders. **J Shoulder Elbow Surg**, 2019.

REULEAUX, F. The Kinematics of Machinery: Outline of a Theory of Machines. **London: Macmillan**, 1876.

REMMLER, D.; BYERS, R.; SCHEETZ, J.; SHELL, B.; WHITE, G.; ZIMMERMAN, S. et al. A prospective study of shoulder disability resulting from radical and modified neck dissections. **Head Neck Surg**, 8: 280-306, 1986.

RENFREE, K. J.; WRIGHT, T. W. Anatomy and biomechanics of the acromioclavicular and sternoclavicular joints. **Clin Sports Med**, 22: 219-237, 2003.

RICHARDS, R. R.; AN, K-N.; BIGLIANI, L. U.; FRIEDMAN, R. J.; GARTSMAN, G. M.; GRISTINA, A. G. et al. A standardized method for the assessment of shoulder function. **J Shoulder Elbow Surg**, 3: 347-352, 1994.

ROCKWOOD C.A. JUNIOR.; WIRTH, M.A. Injuries to the sternoclavicular joint, in Rockwood CA Jr, Green DP, Bucholz RW, et al (eds): **Rockwood and Green's Fractures in Adults**, 4th ed. Philadelphia: Lippincott-Raven, 1415-1471, 1996.

ROCKWOOD C.A. JUNIOR.; WIRTH, M.A. Disorders of the sternoclavicular joint. In: Rockwood CA Jr, Matsen F, eds. **The Shoulder**, Philadelphia, PA: Saunders; 555-610, 1998.

ROCKWOOD, C.A. JUNIOR. Anatomia do ombro. In: Rockwood CA Jr, Matsen FA. **The shoulder**, Second Edition, Philadelphia: WB Saunders, 34-88, 2002.

SAGUNA, S.; ZASLAVSKY, A.; CHAKRABORTY, D. Complex activity recognition using context-driven activity theory and activity signatures. **ACM Transactions on Computer-Human Interaction (TOCHI)**, 20(6): 32, 2013.

SAHA, A.K. Theory of shoulder mechanism: descriptive and applied. **Springfield, Illinois**, CC Thomas, 1961.

SAHARA, W.; SUGAMOTO, K.; MURAI, M.; TANAKA, H.; YOSHIKAWA, H. 3-D kinematic analysis of the acromioclavicular joint during arm abduction using vertically open MRI. **J Orthop Res**, 24: 1823-1831, 2006.

SANTOS, P.S. **Prevalência de degeneração e ruptura no manguito rotador do ombro após a sexta década de vida. Análises clínico-radiográfica**. Curitiba, (Tese - Doutorado – Universidade Federal do Paraná), 1997.

SCHMIDT, S.; FERRER, M.; TEJADA, M.G.S; HAYAS, C. Evaluation of shoulder-specific patient-reported outcome measures: A systematic and standardized comparison of available evidence. **J Shoulder and Elbow Surg**, 23(3): 434-44, 2014.

SCIBEK, J.S., CARPENTER, J.E.; HUGHES, R.E. Rotator Cuff Tear Pain and Tear Size and Scapulohumeral Rhythm. **J Athletic Training**, 44(2), 148–159, 2009.

SELMANAJ, D.; CORNO, M.; SAVARESI, S.M. Hazard Detection for Motorcycles via Accelerometers: A Self-Organizing Map Approach. **IEEE Transactions on Cybernetics**, 47(11): 3609-3620, 2017.

SHAFFER, B.S. Painful conditions of the acromioclavicular joint. **J Am Acad Orthop Surg**, 7: 176-188, 1999.

V, T.E. Optical measurement of the center of rotation for human joints. **J Biomech**, 9, 241-242, 1976.

SMITH, J.; KOTAJARVI, B.R.; PADGETT, D.J. Effect of scapular protraction and retraction on isometric shoulder elevation strength. **Arch Phys Med Rehabil**, 83: 336–370, 2002.

SPENCER, E.E.; KUHN, J.E.; HUSTON, L.J.; CARPENTER, J.E.; HUGES, R.E. Ligamentous restraints to anterior and posterior translation of the sternoclavicular joint. **J Shoulder and Elbow Surg**, 11(1): 43-47, 2002.

SHAMSI, M. B.; MIRZAEI, M.; KHABIRI, S.S. Universal goniometer and electro-goniometer intra-examiner reliability in measuring the knee range of motion during active knee extension test in patients with chronic low back pain with short hamstring muscle. **BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation**, 11: 4, 2019.

SHARKEY, N.A.; MARDER, R.A. The rotator cuff opposes superior translation of the humeral head. **Am J Sports Med**, 23: 270-275, 1995.

STEINDLER, A. Kinesiology of the Human Body under Normal and Pathological Conditions. **Charles C. Thomas. Springfield, Ill, 1955.**

STRACCIOLINI A., JACKSON S.S., D'HEMECOURT P. Musculoskeletal Ultrasound in Treating and Preventing Upper Extremity Injuries in Young Athletes. In: Bauer A., Bae D. (eds) **Upper Extremity Injuries in Young Athletes. Contemporary Pediatric and Adolescent Sports Medicine.** Springer, Cham, 2019.

SUNTAY, W.J.; GROOD, E.S.; NOYES, F.R.; BUTLER, D.L. A coordinate system for describing joint position. **Advances in Bioengineering**, 59-62, 1978.

TASHMAN, S.; ANDERST, W. In-Vivo Measurement of Dynamic Joint Motion Using High Speed Biplane Radiography and CT: Application to Canine ACL Deficiency, **J Biomech Eng**, 125(2): 238–245, 2003.

TASHMAN, S.; ANDERST, W. J.; KOLOWICH, P.; HAVSTAD, S.; ARNOCZKY, S. P. Kinematics of the ACL-Deficient Canine Knee During Gait: Serial Changes Over Two Years. **J Orthop Res.**, 22(5): 931–941, 2004a.

TASHMAN, S.; COLLON, D.; ANDERSON, K.; KOLOWICH, P.; ANDERST, W. Abnormal Rotational Knee Motion During Running After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. **Am J Sports Med**, 32(4): 975–983, 2004b.

TIMMONS, M.K.; THIGPEN, C.A.; SEITZ, A.L.; KARDUNA, A.R.; ARNOLD, B.L.; MICHENER, L.A. Scapular kinematics and subacromial-impingement syndrome: a metanalysis. **J Sport Rehab**, 21: 354–370, 2012.

TURNBULL, J.R. Acromioclavicular joint disorders. **Med Sci Sports Exerc**, 30(4): 26-32, 1998.

TUSCANO, D.; BANERJEE, S.; TERK, M.R. Variations in normal sternoclavicular joints; a retrospective study to quantify SCJ asymmetry. **Skeletal Radiol**, 38: 997, 2009.

UHL, T.L.; KIBLER, W.B.; GECEWICH, B.; TRIPP, B.L. Evaluation of clinical assessment methods for scapular dyskinesis. **Arthroscopy**, 25(11): 1240-1248, 2009.

VAN DER HELM, F.C.; PRONK, G.M. Three-dimensional recording and description of motions of the shoulder mechanism. **J Biomech Eng**, 117: 27-40, 1995.

VON EISENHART-ROTHER, R.M.; JÄGER, A.; ENGLMEIER, K.H.; VOGL, T.J.; GRAICHEN, H. Relevance of arm position and muscle activity on three-dimensional glenohumeral translation in patients with traumatic and atraumatic shoulder instability. **Am J Sports Med**, 30(4): 514-522, 2002.

ZUBAIR, M.; SONG, K.; YOON, C. Human activity recognition using wearable accelerometer sensors, **IEEE International Conference on Consumer Electronics-Asia**, 1-5, 2016.

WALMSLEY, C.P.; WILLIAMS, S.A.; GRISBROOK, T.; ELLIOTT, C.; IMMS, C. Measurement of Upper Limb Range of Motion Using Wearable Sensors: A Systematic Review. **Sports Med Open**, 4: 53, 2018.

WARNER, J.J.; MICHELI, L.J.; ARSLANIAN, L.E.; KENNEDY, J. KENNEDY, R. Scapulothoracic motion in normal shoulders and shoulders with glenohumeral instability and impingement syndrome. A study using Moiré topographic analysis. **Clin Orthop Relat Res**, 285: 191-199, 1992.

WINGATE, L.; CROGHAN, I.; NATARAJAN, N.; MICHALEK, A.M.; JORDAN, C. Rehabilitation of the mastectomy patient: a randomized, blind, prospective study. **Arch Phys Med Rehabil**, 70: 21-22, 1989.

WIRTH, M.A.; ROCKWOOD, C.A. JR. Acute and Chronic Traumatic Injuries of the Sternoclavicular Joint. **J Am Acad Orthop Surg**, 4(5): 268-278, 1996.

WOLF, B. Distortion incurred in a sequence of radiographs of an articulating joint. **J Biomech**, 7: 155-156, 1974.

WOLTRING, H.J. Representation and calculation of 3-D joint movement. **Human Movement Science**, 10, 603-616, 1991.

WOLTRING, H.J. 3-D attitude representation of human joints: a standardization proposal. **J Biomech**, 27, 1399-1414, 1994.

WU, G.; VAN DER HELM, F. C.; VEEGER, H. E.; MAKHSOUS, M.; VAN ROY, P.; ANGLIN, C.; NAGELS, J.; KARDUNA, A.R.; MCQUADE, K.; WANG, X.; WERNER, F.W.; BUCHHOLZ, B. International Society of Biomechanics. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion — part II: shoulder, elbow, wrist, and hand. **J Biomech**, 38: 981-992, 2005.

YADI, N.; AYAZI, F.; NAJAFI, K. Micromachined inertial sensors. **Proceedings of the IEEE**, 86: 1640-1659, 1998.

YAMAGUCHI, K.; SHER, J.S.; ANDERSEN, W.K.; GARRETSON, R.; URIBE, J.W.; HECHTMAN, K.; NEVIASER, R.J. Glenohumeral motion in patients with rotator cuff tears: a comparison of asymptomatic and symptomatic shoulders. **J Shoulder Elbow Surg**, 9: 6-11, 2000.

YING N.; KIM, W. Use of dual Euler angles to quantify the three-dimensional joint motion and its application to the ankle joint complex. **J Biomech**, 35(12): 1647-1657, 2002.

YOSHIMURA, I.; NAITO, M.; ZHANG, J. Lateral thrust of anterior cruciate ligament insufficient knees and posterior cruciate ligament-insufficient knees. **Int Orthop**, 26: 303-305, 2002.

YOSHIMURA, I.; NAITO, M.; HARA, M.; ZHANG, J. The effect of wedged insoles on the lateral thrust of anterior cruciate ligament-insufficient knees. **Am J Sports Med**, 31: 999-1002, 2003.

YOUKAS, J.W.; CAREY, J.R.; GARRETT, T.R.; SUMAN, V.J. Reliability of goniometric measurements of active arm elevation in the scapular plane obtained in a clinical setting. **Arch Phys Med Rehabil**, 75(10): 1137-1144, 1994.

YURTMAN, A.; BARSHAN, B. Automated evaluation of physical therapy exercises using multi-template dynamic time warping on wearable sensor signals. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, 117(2): 189–207, 2014.

8. ANEXOS

ANEXO 1 - Termo de consentimento livre e esclarecido - TCLE

Título do Projeto: ANÁLISE BIOMECÂNICA-COMPUTACIONAL DE MOVIMENTOS DO OMBRO POR MEIO DO USO DE ACELERÔMETRO

Nome: Gustavo Vicenzi Fone: (46) 3055-4004

Convidamos você a participar de nossa pesquisa que tem o objetivo de analisar o comportamento biomecânico dos movimentos da articulação do ombro através do uso de *smartphone* com aplicativo com acelerômetro.

Esperamos, com este estudo, poder medir o grau de mobilidade do ombro utilizando um celular e com isso substituir um equipamento milenar – o goniômetro. Para tanto, serão realizadas manobras com o posicionamento de um celular na face lateral do punho direito. Serão realizadas dez manobras no ombro direito as quais serão ensinadas pelo examinador e repetidas dez vezes.

Durante a execução do projeto, o participante será exposto a mínimos riscos tais como constrangimento durante o exame físico enquanto permanece com os ombros despidos. No caso de ocorrer possíveis constrangimentos, o pesquisador poderá prestar atendimento e finalizar o exame físico.

Sua identidade não será divulgada e seus dados serão tratados de maneira sigilosa, sendo utilizados apenas fins científicos. Você também não pagará nem receberá para participar do estudo. Além disso, você poderá cancelar sua participação na pesquisa a qualquer momento. No caso de dúvidas ou da necessidade de relatar algum acontecimento, você pode contatar os pesquisadores pelos telefones mencionados acima ou o Comitê de Ética pelo número 3220-3092. Este documento será assinado em duas vias, sendo uma delas entregue ao sujeito da pesquisa.

Declaro estar ciente do exposto e desejo participar do projeto da pesquisa.

(Assinatura)

(Nome do sujeito de pesquisa)

Eu, Gustavo Vicenzi, declaro que forneci todas as informações do projeto ao participante.

Francisco Beltrão, 26 de março de 2018.

Anexo 2 - Escore ASES

I. Dor				
Como está sua dor hoje? (marque na linha)				
				
0	1	2	3	4 5 6 7 8 9 10
Nenhuma dor			Pior dor possível	
II. Função				
Circule o número que demonstra sua capacidade de fazer as seguintes atividades com o ombro dolorido.				
0 = incapaz de fazer				
1 = muito difícil de fazer				
2 = um pouco difícil de fazer				
3 = sem dificuldade de fazer				
1. Vestir um casaco				
0	1	2	3	
2. Dormir sobre o lado dolorido				
0	1	2	3	
3. Alcançar a parte de cima das costas				
0	1	2	3	
4. Limpar-se ao usar o vaso sanitário				
0	1	2	3	
5. Pentear os cabelos				
0	1	2	3	
6. Alcançar uma prateleira alta				
0	1	2	3	
7. Levantar 5 kg acima do ombro				
0	1	2	3	
8. Atirar uma bola por cima da cabeça				
0	1	2	3	Nunca tentei
9. Fazer o trabalho do seu dia a dia				
0	1	2	3	Nunca tentei
10. Praticar o esporte de costume				
0	1	2	3	Nunca tentei

Anexo 3 - Anamnese, exame físico e ultrassonografia de ombro

A. Anamnese:

Tem dor no ombro ou braço?	()	Positivo	()	Negativo
A dor piora ao movimento?	()	Positivo	()	Negativo
Acorda a noite com dor no ombro ou braço?	()	Positivo	()	Negativo
Tem movimentos involuntários durante a noite?	()	Positivo	()	Negativo
Já foi operado do ombro ou braço?	()	Positivo	()	Negativo
Já fez tratamento para estes problemas	()	Positivo	()	Negativo
Tem dor para atividades de vida diária (pentear-se, vestir-se)?	()	Positivo	()	Negativo

B. Exame Físico:

Inspeção:

Atrofia de fossa supraespinal ou infraespinal?	()	Positivo	()	Negativo
--	-----	----------	-----	----------

Palpação:

Há dor subacromial?	()	Positivo	()	Negativo
Há dor Acromioclavicular?	()	Positivo	()	Negativo

Amplitude de movimento:

	Direito	Esquerdo
Elevação		
Rotação Externa		
Rotação Interna		

Manobras:

1	Jobe	()	Positivo	()	Negativo
2	Infraespinal	()	Positivo	()	Negativo
3	Compressão Abdominal	()	Positivo	()	Negativo
4	Gerber	()	Positivo	()	Negativo
5	Teste da Cancela	()	Positivo	()	Negativo
6	Didier - Patte	()	Positivo	()	Negativo
7	Neer	()	Positivo	()	Negativo
8	Yokum	()	Positivo	()	Negativo
9	Hawkins Kennedy	()	Positivo	()	Negativo

C. Exame Complementar - Ultrassonografia de ombro:

Resultado	()	Sem alterações	()	Alterado: _____
-----------	-----	----------------	-----	--------------------

Anexo 4 - Método de determinação e análise de curvas padrões representativas de movimentos de articulações e de partes do corpo com ou sem alterações morfofuncionais



Teresa Romano Fukase <teresa.fukase@inova.unicamp.br>

Ter, 09/04/2019 11:27

Prezados, bom dia!

Acuso recebimento.

Atenciosamente,



Teresa Romano Fukase
Propriedade Intelectual | Inova Unicamp
19_35214882 | teresa.fukase@inova.unicamp.br
Rua Roxo Moreira, 1831, CEP: 13083-592 - Campinas - SP
www.inova.unicamp.br



JANAINA

seg, 21 de jan 15:36

CESAR <jcesar@inova.unicamp.br>
Ref.: Tecnologia 1392_ARTICULACOES

Prezados(as) inventores(as), boa tarde!

Informamos que o Formulário de Comunicação de Invenção foi corretamente preenchido; segue uma cópia do Formulário em formato pdf. Para contatar nossa equipe utilize o código interno informado no assunto deste e-mail.

A presente tecnologia foi atribuída, na área de Propriedade Intelectual, a Teresa - em cópia. Desta forma, gostaríamos de agendar uma **reunião para o dia 30/01 às 09:30 horas**, para complementarmos o entendimento referente à tecnologia **1392_ARTICULACOES** e darmos início à busca de anterioridade em bases de patentes.

Aproveitamos a oportunidade para perguntar se houve aporte financeiro da FAPESP para parte ou a totalidade do projeto de pesquisa, seja na forma de bolsas cedidas, equipamentos adquiridos, projetos temáticos, etc.

Adicionalmente, caso o conteúdo da tecnologia 1392_ARTICULACOES tenha sido publicado ou submetido para publicações, peço, por gentileza, que nos encaminhe cópia das publicações realizadas (ou a realizar). Caso faça parte de alguma tese/dissertação e já tenha sido qualificado ou defendido, favor nos enviar uma cópia.

Por fim, precisamos saber se houve convenio entre as partes envolvidas: UNICAMP / UNIOESTE / USP. Se sim, favor nos enviar uma cópia ou número do processo unicamp.

Atenciosamente,

Janaína César

Gerente de Propriedade Intelectual

Agência de Inovação Inova Unicamp

+55 (19) 3521-2548

jcesar@inova.unicamp.br, patentes@inova.unicamp.br



ANEXO 5 - Curvas padrão para todos os movimentos para os três eixos do sistema de coordenadas

