



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS

FREDDY BERETTA MARCONDES

AVALIAÇÃO DA PERFORMANCE ISOCINÉTICA DOS OMBROS EM ATLETAS
PROFISSIONAIS DE JUDÔ

*ASSESSMENT OF SHOULDER ISOKINETICS PERFORMANCE IN
PROFESSIONAL JUDO ATHLETES*

CAMPINAS

2019

FREDDY BERETTA MARCONDES

AVALIAÇÃO DA PERFORMANCE ISOCINÉTICA DOS OMBROS EM ATLETAS
PROFISSIONAIS DE JUDÔ

*ASSESSMENT OF SHOULDER ISOKINETICS PERFORMANCE IN
PROFESSIONAL JUDO ATHLETES*

Tese apresentada à Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de Campinas como parte dos requisitos exigidos para a obtenção do título de Doutor em Ciências.

Thesis presented to the School of Medical Sciences of the State University of Campinas as part of the requirements to obtain the title of Doctor of Science.

ORIENTADOR: PROF. DR. MAURICIO ETCHEBEHERE

ESTE TRABALHO CORRESPONDE À VERSÃO
FINAL DA TESE DEFENDIDA PELO
ALUNO FREDDY BERETTA MARCONDES, E ORIENTADO PELO
PROF. DR. MAURICIO ETCHEBEHERE

CAMPINAS

2019

Ficha catalográfica
Universidade Estadual de Campinas
Biblioteca da Faculdade de Ciências Médicas
Maristella Soares dos Santos - CRB 8/8402

M333a Marcondes, Freddy Beretta, 1986-
Avaliação da performance isocinética dos ombros em atletas profissionais de judô / Freddy Beretta Marcondes. – Campinas, SP : [s.n.], 2019.

Orientador: Mauricio Etchebehere.
Tese (doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Ciências Médicas.

1. Ombro. 2. Dinamômetro. 3. Judô. I. Etchebehere, Mauricio, 1967-. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Ciências Médicas. III. Título.

Informações para Biblioteca Digital

Título em outro idioma: Assessment of shoulder isokinetic performance in professional judo athletes

Palavras-chave em inglês:

Shoulder

Dynamometer

Judo

Área de concentração: Fisiopatologia Cirúrgica

Titulação: Doutor em Ciências

Banca examinadora:

Mauricio Etchebehere [Orientador]

Guilherme Grissi Mouraria

Gustavo Constantino de Campos

Matheus Saito

Benno Eijnisman

Data de defesa: 03-09-2019

Programa de Pós-Graduação: Ciências da Cirurgia

Identificação e informações acadêmicas do(a) aluno(a)

- ORCID do autor: <https://orcid.org/0000-0002-0995-608X>

- Currículo Lattes do autor: <http://lattes.cnpq.br/6373741045894937>

COMISSÃO EXAMINADORA DA DEFESA DE DOUTORADO

FREDDY BERETTA MARCONDES

ORIENTADOR: MAURICIO ETCHEBEHERE

MEMBROS:

- 1. PROF. DR. MAURICIO ETCHEBEHERE**
- 2. PROF. DR. GUILHERME GRISI MOURARIA**
- 3. PROF. DR. GUSTAVO CONSTANTINO DE CAMPOS**
- 4. PROF. DR. MATHEUS SAITO**
- 5. PROF. DR. BENNO EJNISMAN**

Programa de Pós-Graduação em Cirurgia da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de Campinas.

A ata de defesa com as respectivas assinaturas dos membros encontra-se no SIGA/Sistema de Fluxo de Dissertação/Tese e na Secretaria do Programa da FCM.

Data de Defesa: 03/09/2019

DEDICATÓRIA

Às duas pessoas mais importantes da minha vida e que fazem com que todo o meu esforço valha a pena. É por elas e para elas que eu vivo:

Tatiane, minha amada esposa, companheira de vida, com quem compartilho os bons momentos e os desafios da vida. É um exemplo a ser seguido como mãe, com dedicação incansável à nossa família. Ela é cúmplice de todas as minhas conquistas. Sem ela, este trabalho sequer teria sido iniciado.

Maria Clara, um presente que Deus me deu. Com ela entendi o verdadeiro sentido da vida. Sua simples presença me inspira e, por isso, serei eternamente grato e dedicado a ela.

Aos meus pais **Luiz** e **Nancy**. Por toda a dedicação a mim e aos meus irmãos. Abdicaram de seus próprios sonhos para que eu pudesse viver os meus. Sempre incentivaram em mim a curiosidade e o estudo, o que me fez chegar até este trabalho.

AGRADECIMENTOS

Muitos merecem meu agradecimento pois sozinho não chegaria até aqui. Sinto-me privilegiado pelas ótimas pessoas passaram pelo meu caminho e todos contribuíram de forma direta ou indireta para este trabalho.

Agradeço ao meu orientador Prof. Dr. Mauricio Etchebehere pela confiança depositada em mim. Agradeço pela paciência na correção dos erros e por toda a orientação ao longo desta jornada.

Ao Prof. Dr. Alberto Cliquet Júnior pela ajuda com as dúvidas que tive na documentação necessária à continuidade deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Wagner Castropil, ao Dr. Breno Schor e a Dra. Andreia Miana pelo auxílio na coleta dos dados deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Rodrigo Antunes de Vasconcelos, não somente pela ajuda na interpretação dos dados coletados neste trabalho, mas por toda a ajuda que me ofereceu e que foi essencial para meu crescimento acadêmico e profissional.

Ao Dr. Fabiano Alves, por todo o apoio. Além de ser meu sócio, é um irmão que a vida me deu. Pude crescer como pai e profissional a partir de seus conselhos.

Ao meu irmão, Dr. Frank, que sempre foi uma inspiração para mim. Seu esforço e dedicação tem o levado a excelência em sua prática clínica e cirúrgica, o que sempre me vez vê-lo como alguém a ser seguido.

A minha irmã, Dra. Rosiane, pelas boas lembranças da infância quando sempre estive ao meu lado, me apoiando, me ajudando e me protegendo.

Aos irmãos que a vida me deu, Alexandre, Fernanda, José Roberto e Elaine, pois supriram as minhas eventuais ausências no dia a dia da minha família com maestria. Agradeço por fazer parte dessa família.

Aos meus sobrinhos Guilherme, João Vitor, Diego, Yuri, Dimitri e Sophia. A alegria de todos vocês me contagia. Vê-los crescer é um privilégio.

Ao meu sogro José Francisco, que com poucas e objetivas palavras tem o dom de transmitir parte de sua sabedoria.

Aos meus avós Alcides e Terezinha. Suas histórias de superação e trabalho duro me inspiram a seguir em frente.

Ao Departamento de Ortopedia e Traumatologia da UNICAMP, onde pude aprender muito ao longo dessa trajetória.

EPÍGRAFE

“O sucesso é ir de fracasso em fracasso sem perder o entusiasmo”

Winston Churchill

“Minha ideia do sábio estoico moderno é alguém que transforma medo em prudência, dor em informação, erros em começos e desejos em realizações”.

Nassim Nicholas Taleb

“Inteligência é a capacidade de se adaptar à mudança”

Stephen Hawking

RESUMO

As lesões nos ombros são comuns durante a prática do judô e existe pouca informação sobre os dados normativos da força do ombro em atletas profissionais saudáveis. A proposta deste estudo foi avaliar os dados normativos da força muscular isocinética em atletas de judô profissionais de alto nível e de ambos os sexos. Foram avaliados 20 atletas profissionais (10 mulheres) com o dinamômetro isocinético. A avaliação da performance (pico de torque e trabalho articular) foi feita em rotações medial e lateral, flexão, extensão, adução e abdução. Todos os dados coletados do torque muscular foram normalizados com os respectivos pesos corporais. Como resultado, observamos que homens e mulheres demonstram maiores pico de torque e trabalho articular quando comparados os lados dominantes aos não-dominantes, nos movimentos de adução, abdução, flexão e extensão ($p < 0,05$), mas a maioria destes déficits estão abaixo de 10%. As razões agonistas / antagonistas são descritas para os atletas homens e mulheres, mas não há diferença significativa entre os lados dominante e não dominante. As razões entre rotadores externos e rotadores internos apresentou valores entre 41% e 49%, evidenciando que nestes atletas profissionais saudáveis o torque de rotação medial é aproximadamente o dobro da rotação lateral. Dessa forma foi possível observar os parâmetros de força e trabalho articular em judocas profissionais assintomáticos.

Palavras-chave: Ombro, Isocinético, Força, Judô, Dados Normativos.

ABSTRACT

Shoulder injuries are common during judo practice and there is little information about normative shoulder strength data in healthy professional athletes. The purpose of this study was to evaluate the normative data of isokinetic muscle strength in high level professional judo athletes of both genders. Twenty professional athletes (10 women) were evaluated with the isokinetic dynamometer. The performance evaluation (peak torque and total joint work) was done in internal and external rotations, flexion, extension, adduction and abduction. All data collected from muscle torque were normalized with their respective body weights. As a result, we observed that men and women showed greater peak torque and joint work when compared the dominant sides to the non-dominant sides, in the adduction, abduction, flexion and extension movements ($p < 0.05$), but most of these deficits are below 10%. The ratios of agonists / antagonists are described for male and female athletes, but there is no significant difference between the dominant and non-dominant sides. The ratios between external rotators and internal rotators presented values between 41% and 49%, evidencing that in these healthy professional athletes the internal rotation torque is approximately twice the external rotation. Thus, it was possible to know the strength and joint work parameters in asymptomatic professional judo athletes.

Key Words: Shoulder, Isokinetics, Strength, Judo, Normative Data.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1. Exemplos de técnicas de projeção, utilizadas na prática do judô. Adaptado de <https://sportsregras.com/tecnicas-golpes-judo-basico-ao-avancado/>. Página 17.

Figura 2. Exemplos de técnicas de imobilização no solo, utilizadas no judô. Adaptado de <https://sportsregras.com/tecnicas-golpes-judo-basico-ao-avancado/>. Página 17.

Figura 3. Ossos que compõem o complexo do ombro e suas respectivas articulações. Adaptado de Kinesiology of the musculoskeletal System: foundations for physical rehabilitation. St. Louis 2002. 385 p. Página 19.

Figura 4. Anatomia da escápula em sua visão posterior, mostrando os movimentos de: (A) elevação e depressão; (B) retração e protração; (C) rotação inferior e superior. Adaptado de Kinesiology of the musculoskeletal System: foundations for physical rehabilitation. St. Louis 2002. 385 p. Página 22.

Figura 5. Angulação de 135° da cabeça do úmero em relação à diáfise umeral no plano frontal, além da retroversão de 30° no plano axial. Adaptado de Kinesiology of the musculoskeletal System: foundations for physical rehabilitation. St. Louis 2002. 385 p. Página 23.

Figura 6. Pontos anatômicos das inserções musculares distais no ombro. Adaptado de Kinesiology of the musculoskeletal System: foundations for physical rehabilitation. St. Louis 2002. 385 p. Página 24.

Figura 7. Movimentos nos três planos de movimento da articulação gleno-umeral. Adaptado de Kinesiology of the musculoskeletal System: foundations for physical rehabilitation. St. Louis 2002. 385 p. Página 28.

Figura 8. Movimentos combinados da articulação escapulo-torácica em conjunto com a articulação gleno-umeral no movimento de abdução. As setas representam as ações músculos: DE= deltóide, TS= trapézio superior, TM= trapézio fibras médias, TI= trapézio inferior, SA= serrátil anterior. Adaptado de Kinesiology of the musculoskeletal System: foundations for physical rehabilitation. St. Louis 2002. 385 p. Página 30.

Figura 9. Vista posterior, mostrando os músculos que fazem o movimento de elevação da escápula e da clavícula. Adaptado de: Kinesiology of the musculoskeletal System: foundations for physical rehabilitation. St. Louis 2002. 385 p. Página 32.

Figura 10. Ilustração do músculo serrátil anterior direito, mostrando sua inserção no bordo medial da escápula e se dirigindo em sentido anterior, com o objetivo de estabilizar a escápula. Adaptado de: Kinesiology of the musculoskeletal System: foundations for physical rehabilitation. St. Louis 2002. 385 p. Página 33.

Figura 11. Vista posterior (à esquerda) e vista anterior do ombro, mostrando a disposição anatômica dos músculos que compõem o manguito rotador. Adaptado de: Kinesiology of the musculoskeletal System: foundations for physical rehabilitation. St. Louis 2002. 385 p. Página 34.

Figura 12. Braço de alavanca do dinamômetro isocinético, específico para a avaliação do membro superior. Página 37.

Figura 13. Fluxograma demonstrando a escolha da amostra a ser avaliada. Página 46.

Figura 14. Ilustrações dos testes isocinéticos realizados a 60°/s e 180°/s: (A) abdução/ adução; (B) flexão/ extensão; (C) rotação interna/ rotação lateral. Página 53.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Dados demográficos dos atletas envolvidos no estudo. Página 47.

Tabela 2. Pico de torque (% do peso corporal) e trabalho articular total (J) nos atletas do sexo masculino (n= 10). Página 61.

Tabela 3. Pico de torque (% do peso corporal) e trabalho articular total (J) nas atletas do sexo feminino (n= 10). Página 62.

Tabela 4. Comparação do pico de torque (% peso corporal) e trabalho articular total (J) entre atletas homens e mulheres. Página 63.

Tabela 5. Razão entre rotação lateral / rotação medial (em %) nos atletas homens e mulheres nos lados dominante e não-dominante (n = 20). Página 64.

Tabela 6. Razão entre flexão e extensão (em %) nos atletas homens e mulheres nos lados dominante e não-dominante (n = 20). Página 64.

Tabela 7. Razão entre abdutores e adutores (em %) nos atletas homens e mulheres nos lados dominante e não-dominante (n = 20). Página 65.

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

CEP: Comitê de Ética em Pesquisa

J: Jaules

N/m: Newtons por metro

N: Newtons

%: Percentual

°/s: Graus por segundo

SUMÁRIO

Introdução.....	17
Objetivos.....	45
Material e Método.....	46
Resultados.....	60
Discussão.....	67
Conclusão.....	81
Referências.....	82
Anexos.....	89

INTRODUÇÃO

Criado em 1882, o Judô surgiu na cidade de Tóquio, no Japão, pelo mestre Jigoro Kano. Nascido em 18 de outubro de 1860, na cidade de Mikage, distrito de Hyogo (Japão), Jigoro Kano começou a praticar artes marciais com 17 anos para aprender a se defender, pois era de baixa estatura e bastante magro. Rapidamente tornou-se especialista em artes marciais e, então, resolveu criar uma luta onde o predominante era a técnica, e não a força. Pensando assim, Jigoro Kano uniu duas artes marciais nas quais havia se tornado especialista: o Ju-Jitsu e a Arte dos Samurais. Jigoro Kano eliminou todas as técnicas violentas que aprendera, conservando as mais eficientes e, assim, criou o Judô. De nomenclatura simples, a palavra Judô provém de JU (gentil, suave) e DO (caminho, princípio)¹.

Em 1882, Jigoro Kano fundou a escola de Judô Kodokan, que existe até hoje no Japão e é a maior escola de Judô do mundo. No início, Jigoro Kano teve muita dificuldade em ensinar a sua “arte suave”, pois sofria muito preconceito pelos praticantes de Ju-Jitsu, arte marcial predominante da época no império japonês. Em 1886, o Judo teve reconhecimento em uma competição em Tóquio. Jigoro Kano foi desafiado pelo império japonês, onde enviou 15 dos seus melhores representantes para enfrentar os 15 melhores do Ju-Jitsu na época. O resultado da competição foi incontestável: 13 vitórias e 2 empates para o Judô-Kodokan. Desde então, o Judo passou a ser respeitado no Japão e aos poucos foi sendo conhecido mundialmente. Jigoro Kano passou a viajar o mundo para ensinar a sua “arte suave” e se consagrou Mestre do Judô¹.

Existem duas formas principais de praticar o Judo: o Kata e o Randori. Kata, que literalmente significa “forma”, é praticado seguindo um sistema formal de exercício pré-estabelecido, enquanto o Randori significa “prática livre”. Utilizando a prática do Kata, os formandos aprendem os princípios das técnicas. Quanto a classificação das técnicas de luta do Judô, existem dois grandes grupos: as técnicas de projeção e as técnicas de solo. As técnicas de projeção tem como objetivo principal derrubar o oponente no solo, podendo ser realizado utilizando 69 técnicas possíveis. Já as técnicas de solo têm o objetivo de imobilizar o adversário utilizando 36 técnicas.



Figura 1: exemplos de técnicas de projeção, utilizadas no Judô. Adaptado de:

<https://sportsregras.com/tecnicas-golpes-judo-basico-ao-avancado/>



Figura 2: exemplos de técnicas de imobilização no solo, utilizadas no Judô.

Adaptado de: <https://sportsregras.com/tecnicas-golpes-judo-basico-ao-avancado/>

O Judô tornou-se um esporte olímpico em 1964, inicialmente para os homens, como um esporte em demonstração, passando a se tornar um esporte oficialmente olímpico em 1972 para os homens e em 1992 para mulheres². De acordo com a Federação Internacional de Judô, existem aproximadamente 20 milhões de praticantes no mundo². Uma vez que este é um esporte de luta corporal e de constantes quedas no solo, a articulação do ombro é sempre utilizada em alta demanda pelos atletas, tanto para a projeção do adversário quanto para proteção durante as quedas e lutas de solo.

O complexo do ombro

A nomenclatura “complexo do ombro” é sugerida por Neumann devida as particularidades pertinentes a este segmento anatômico³. Formado por um conjunto de 4 articulações envolvendo os ossos esterno, clavícula, costelas escapula e úmero (Figura 3), é o segmento de maior mobilidade do corpo humano³, aumentando a habilidade de manusear objetos. Roach et al. descrevem em seu estudo as características anatômicas dos ancestrais dos seres humanos, o *Homo Erectus*, que se diferenciavam de ancestrais primatas mais antigos, que não apresentavam as características anatômicas que permitiam grande amplitude de movimento e a alta capacidade de armazenar energia e dissipa-la na forma de arremessos de alta velocidade⁴. Segundo os autores, tal característica evolutiva foi de extrema importância para a sobrevivência da espécie humana, pois aumentou sua habilidade de caça, o que lhe provia maior quantidade de alimento⁴. Darwin, em seus estudos sobre a evolução da espécie humana, descreveu a habilidade única conferida aos

seres humanos em arremessar objetos em alta velocidade e com grande potência, capacidade esta adquirida graças ao bipedalismo que permitiu maior liberdade dos membros superiores⁵.

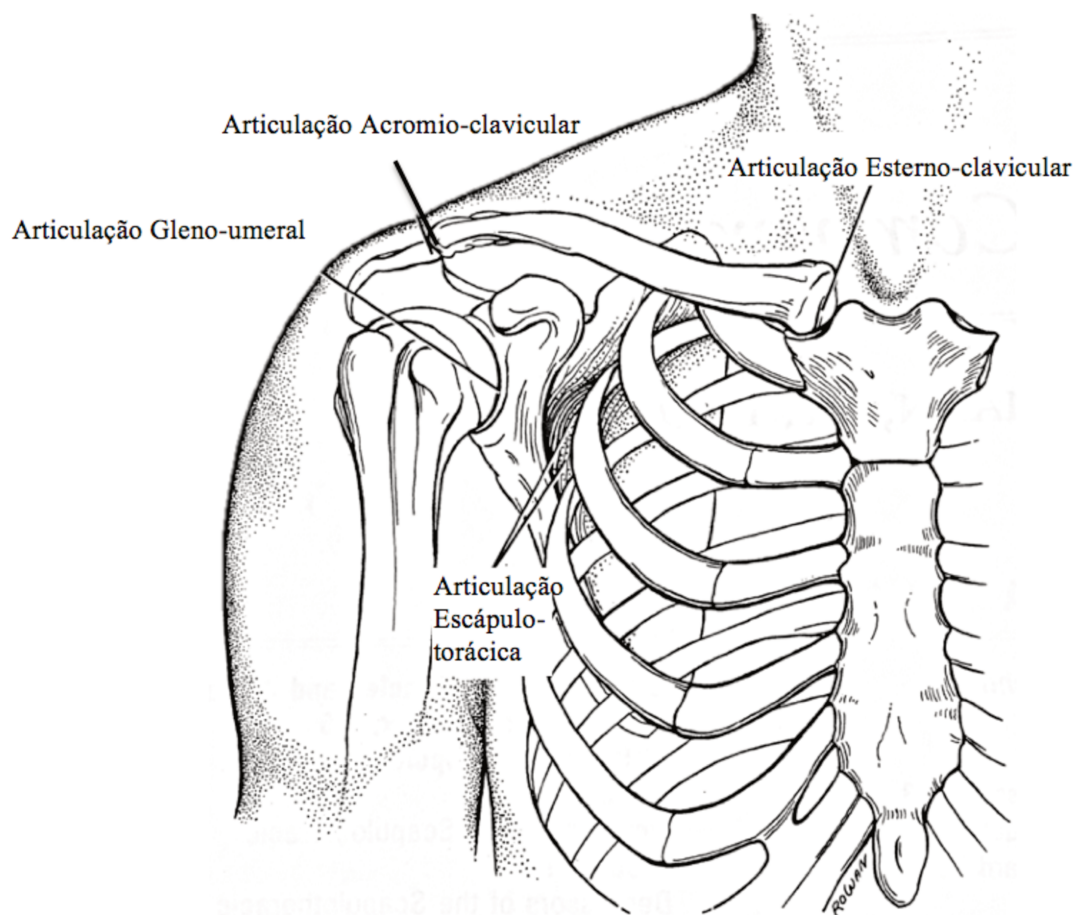


Figura 3: ossos que compõem o complexo do ombro, e suas respectivas articulações. Adaptado de: Kinesiology of the musculoskeletal System:

foundations for physical rehabilitation. St. Louis 2002. 385 p.

O osso esterno é composto por três partes: o manúbrio, o corpo e o processo xifoide. O manúbrio do esterno apresenta, em sua porção superior, um par de facetas articulares onde se articulam com as respectivas clavículas, formando as articulações esternoclaviculares. Por sua vez, nas faces laterais

do manúbrio do esterno encontram-se as facetas costais, formando as articulações entre as duas primeiras costelas e o manúbrio (figura 3)³.

A clavícula, vista pelo plano axial, possui uma anatomia curvilínea, sendo sua superfície anterior geralmente convexa e lateralmente côncava. Em sua porção esternal, possui uma proeminência arredondada, a qual se articula com o esterno. Já a faceta costal da clavícula está em sua porção cranial, articulando-se com a primeira costela. A porção acromial da clavícula se articula com a escápula na faceta acromial, a qual possui formato ovalado. A porção inferior da parte lateral da clavícula é possível encontrar o tubérculo conóide e a linha trapezoide, locais onde se inserem os respectivos ligamentos córacoclaviculares.

A escápula, por sua vez, apresenta formato triangular, apresentando os ângulos inferior, superior e lateral (Figura 4). O reconhecimento anatômico de tais ângulos é importante no exame clínico e funcional da escápula durante os movimentos do membro superior⁶. A porção posterior da escápula é separada pela fossa do supraespinhal e do infraespinhal pela proeminente espinha da escápula, onde em sua porção lateral encontra-se mais delgada e dirigida em sentido levemente superior, formando o acrômio. O acrômio estende-se em direção lateral e anterior, formando uma cobertura horizontal sobre a fossa glenoidal.

Sobre a fossa do supraespinhal encontra-se o músculo supraespinhal, assim como abaixo da espinha da escápula encontra-se a fossa do infraespinhal, onde também encontra-se o músculo infraespinhal. Em sua porção lateral, inferiormente a fossa glenoidal é possível observar o local de inserção do músculo redondo menor. Por fim, em sua porção anterior, onde

tem sua face em contato com as costelas, encontra-se a fossa do subescapular, local onde insere-se proximalmente o músculo subescapular. Tais características anatômicas explicam a importância da escápula na biomecânica do complexo do ombro, visto que os quatro músculos que formam o manguito rotador (supraespinhal, infraespinhal, redondo menor e subescapular) têm suas inserções proximais neste osso³.

A escápula se articula com a cabeça do úmero em uma fossa levemente côncava, a fossa glenoidal. Tal fossa apresenta uma inclinação (também conhecido como *tilt*) em sentido posterior de 5° em relação a borda medial da escápula, auxiliando na estabilidade da articulação gleno-umeral^{3, 4}. Na posição de repouso, a escápula apresenta uma angulação em sentido anterior de aproximadamente 35°, acompanhando a anatomia da caixa torácica onde se articula, posição esta conhecida como plano escapular³. A escápula e o úmero tendem a seguir este plano de movimento o braço é elevado acima da cabeça⁴.

Localizados nas porções superior e inferior da borda da cavidade glenoidal encontram-se os tubérculos supraglenoidal e infraglenoidal, respectivamente. Nestes locais inserem-se o cabo longo do bíceps braquial, no tubérculo supraglenoidal, e a cabeça longa do tríceps braquial no tubérculo infraglenoidal. Próximo a porção superior da fossa glenoidal encontra-se o processo coracóide. Por fim, na borda medial e anterior da escápula insere-se o músculo serrátil anterior, um importante estabilizador dinâmico da escápula⁶.

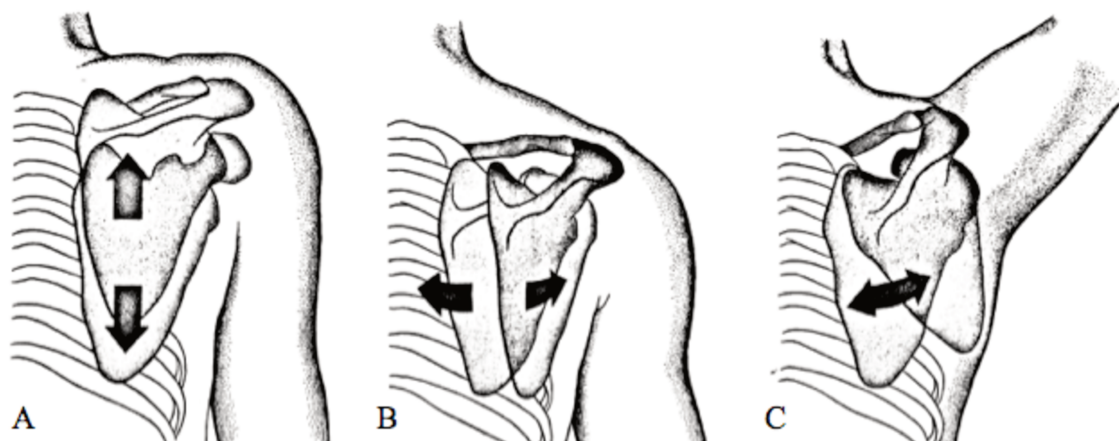


Figura 4: anatomia da escápula em sua visão posterior, mostrando os movimentos de: (A) elevação e depressão; (B) retração e protração; (C) rotação inferior e superior. Adaptado de: Kinesiology of the musculoskeletal System: foundations for physical rehabilitation. St. Louis 2002. 385 p.

A cabeça do úmero apresenta um formato semelhante a uma meia esfera, em seu componente convexo, articulando-se com a cavidade glenoidal. A cabeça do úmero está apontada em sentido medial e superior, formando um ângulo de aproximadamente 135° de inclinação com o eixo longo da diáfise umeral³. Em relação ao eixo médio-lateral através do cotovelo, a cabeça do úmero está em retroversão. A retroversão anatômica da cabeça do úmero apresenta angulação de 30° em relação ao plano horizontal³, posição esta que favorece o movimento da articulação glenoumeral no plano da escápula.

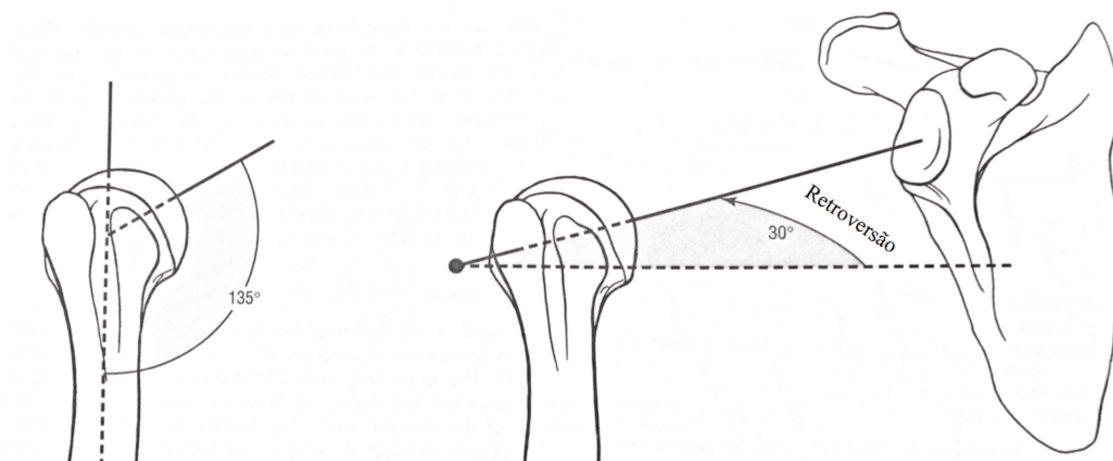


Figura 5: angulação de 135° da cabeça do úmero em relação à diáfise umeral no plano frontal, além da retroversão de 30° no plano axial. Adaptado de:
Kinesiology of the musculoskeletal System: foundations for physical rehabilitation. St. Louis 2002. 385 p.

As tuberosidades maior e menor estão ao redor da cabeça do úmero, especificamente na face lateral e anterior da circunferência que forma a porção proximal do úmero. A tuberosidade menor localiza-se anteriormente a cabeça do úmero, sendo o sítio de inserção distal do músculo subescapular. A tuberosidade maior é mais larga, onde se inserem distalmente os músculos supraespinhal, infraespinhal e redondo menor³. Entre as tuberosidades encontra-se a fossa intertubercular, onde repousa o cabo longo do bíceps braquial. O grande dorsal apresenta sua inserção distal na base da fossa intertubercular, medialmente ao tendão do bíceps braquial. Por fim, a inserção do músculo deltoide no úmero encontra-se lateral e distal a fossa intertubercular³.

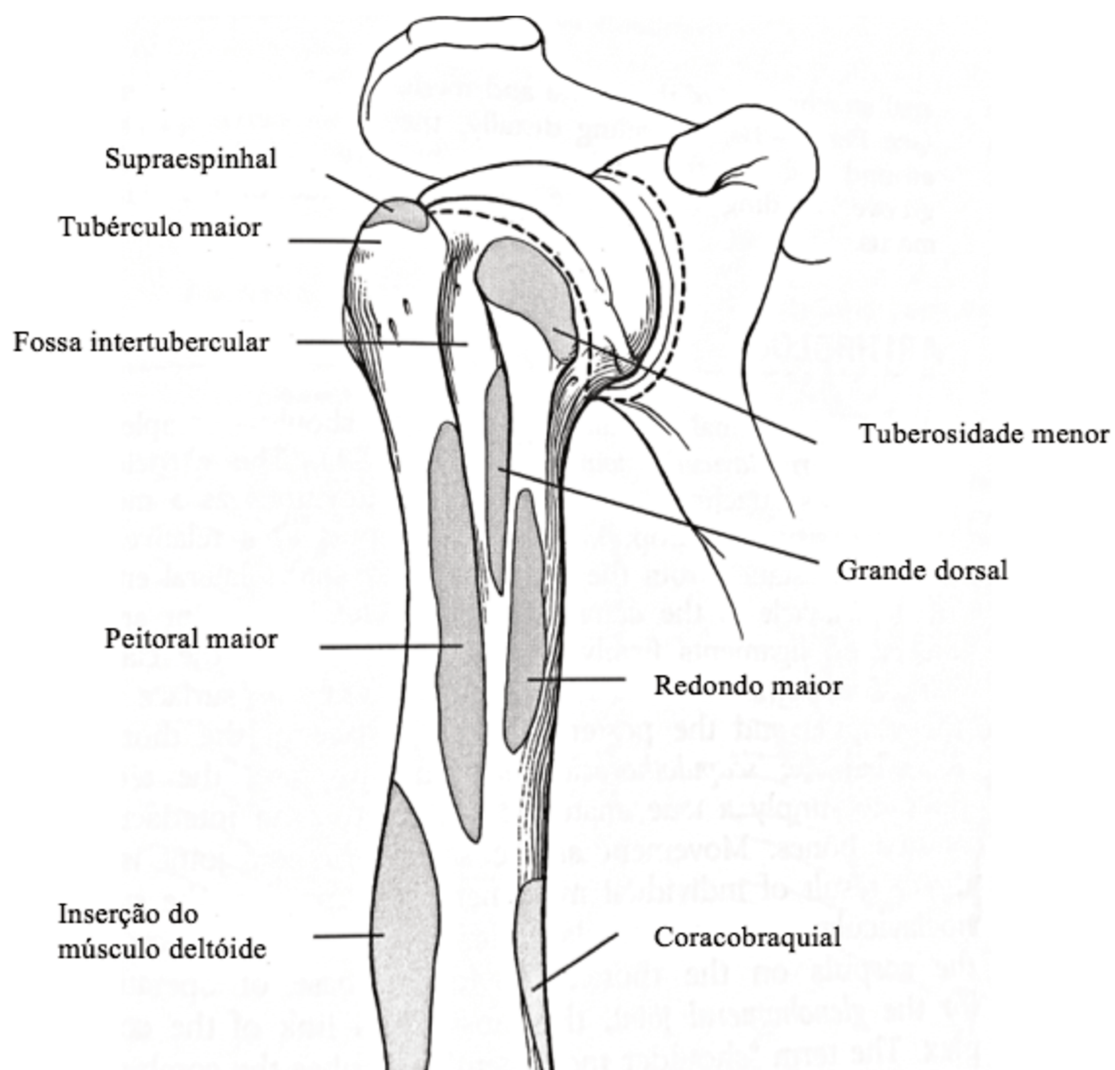


Figura 6: pontos anatômicos das inserções musculares distais no ombro.

Adaptado de: Kinesiology of the musculoskeletal System: foundations for physical rehabilitation. St. Louis 2002. 385 p.

A articulação mais proximal do complexo do ombro é a esternoclavicular, sendo esta responsável por manter a escápula em uma distância do tronco relativamente constante. Já na porção distal da clavícula encontra-se a articulação acrômio-clavicular, envolta por firmes ligamentos que a sustenta e fixando a clavícula à escápula. O ponto de contato entre a escápula e a porção pósterio-lateral do tórax é chamado de articulação escápulo-torácica. Neste caso, não se trata de uma articulação verdadeira, representada por uma interface entre ossos. A posição da escápula no tórax promove a base de toda a função da articulação glenoumeral, a porção mais distal do complexo do ombro³. Assim sendo, todas estas articulações devem trabalhar em harmonia, para que os movimentos do complexo do ombro e de todo o membro superior sejam normais e sadios^{3, 6}.

A articulação glenoumeral é bastante instável, do ponto de vista ósseo, visto que a fossa glenoidal é rasa e apresenta uma área de aproximadamente 2 vezes menor do que a cabeça do úmero³. Assim sendo, para que a articulação do ombro possa mover-se de forma saudável e normal, é extremamente importante a participação das estruturas de tecido mole, no caso, os tecidos conectivos periarticulares e os músculos.

A cápsula articular é uma estrutura que separa o meio intra-articular dos tecidos que envolvem a articulação glenoumeral. A cápsula se insere ao longo da borda da cavidade glenoidal e se estende até o colo anatômico do úmero. A membrana sinovial reveste a parede interna da cápsula articular. O volume potencial no espaço dentro da articulação glenoumeral é de aproximadamente duas vezes o tamanho da cabeça umeral, o que permite grande mobilidade

articular. Na posição anatômica (ou com o ombro em adução), a porção inferior da cápsula aparece frouxa, porção esta conhecida como recesso axilar³.

Os músculos do manguito rotador (supraespinhal, infraespinhal, subescapular e redondo menor) e os ligamentos capsulares misturam-se a cápsula articular, proporcionando maior estabilidade nesta articulação. O cabo longo do bíceps, por sua vez, também contribui para esta estabilidade³. Os ligamentos glenoumerais consistem em um complexo conjunto de fibras de colágeno interligadas, divididas em bandas superiores, médias e inferiores. O ligamento glenoumeral superior, em conjunto com a cápsula articular, se inserem próximo ao colo anatômico do úmero, acima da tuberosidade menor. O ligamento glenoumeral médio apresenta sua origem proximal na porção superior e média da região anterior da fosse glenoidal. Este ligamento mistura-se a com a porção anterior da cápsula e com o tendão do músculo subescapular, inserindo-se distalmente na região anterior do colo anatômico. Já o ligamento glenoumeral inferior insere-se proximalmente ao longo da borda anteroinferior da fossa glenoidal, incluindo o lábio glenoidal adjacente. Distalmente, o ligamento glenoumeral inferior se insere na região anteroinferior e pósterio-inferior do colo anatômico do úmero.

A fossa glenoidal apresenta em toda a sua borda uma estrutura de fibrocartilagem conhecida como lábio glenoidal. Tal estrutura tem o objetivo de aumentar a área de contato na articulação e auxiliar na sua maior estabilidade³. Na porção superior do lábio glenoidal origina-se o cabo longo do bíceps braquial, estando estas estruturas interligadas.

O complexo do ombro apresenta movimentos nos três planos, sendo todos eles amplos, o que confere a esta estrutura anatômica a maior

mobilidade do corpo humano. Basicamente, os movimentos realizados pelo ombro são: a rotação medial, rotação lateral, flexão, extensão, adução e abdução (figura 7). Todos estes movimentos podem ser combinados, o que faz com que a articulação glenoumeral seja bastante complexa. Como exemplo, os movimentos de rotações mediais e laterais podem ser realizados em diferentes amplitudes de abdução e flexão, de forma combinada, desafiando ainda mais a articulação para manter-se estável.

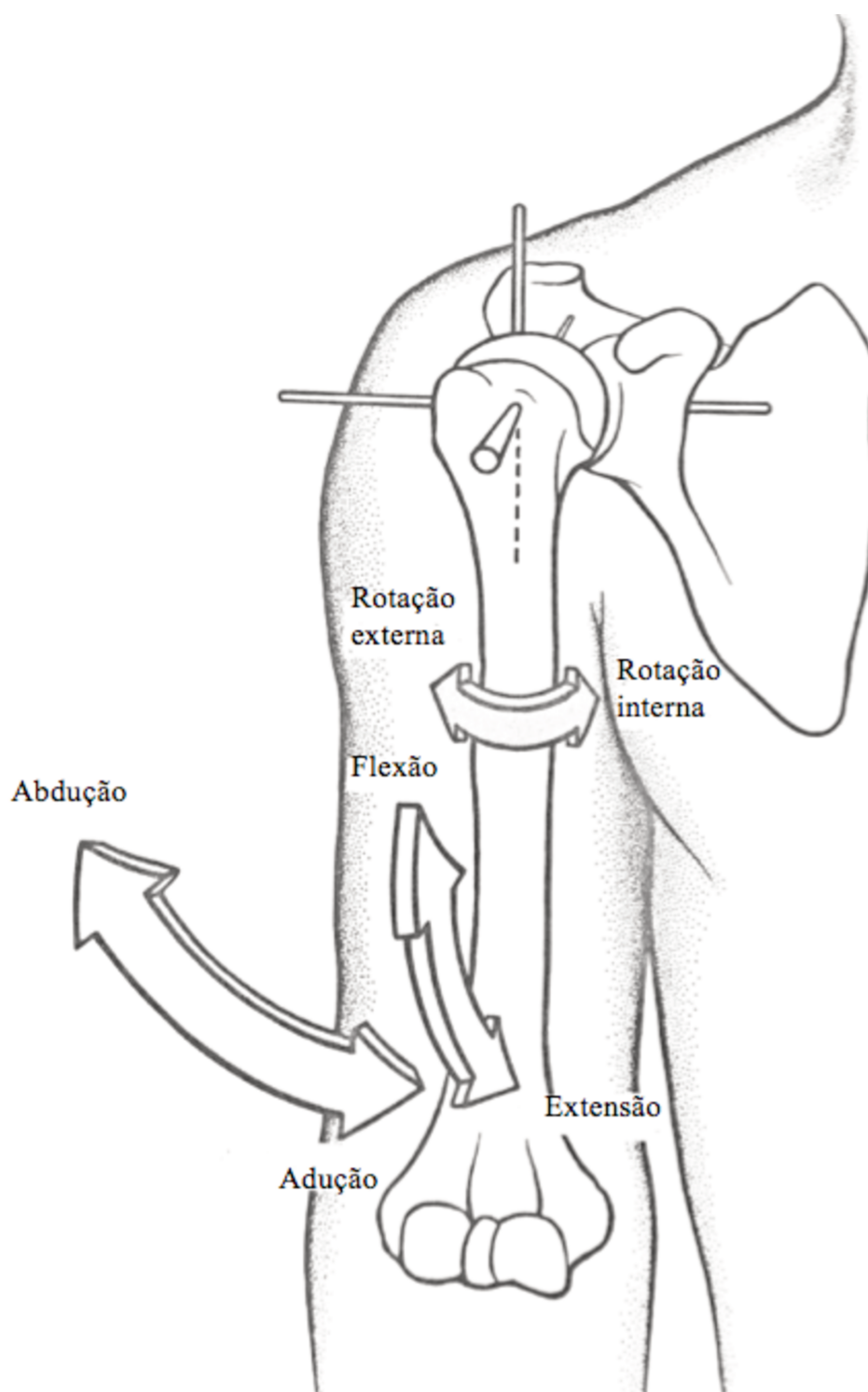


Figura 7: movimentos da articulação glenoumeral. Adaptado de: Kinesiology of the musculoskeletal System: foundations for physical rehabilitation. St. Louis2002. 385 p.

Durante o movimento de abdução, diversos músculos que atuam na mobilidade e estabilidade da articulação escápulo-torácica participam em sinergia com os músculos do manguito rotador, permitindo um movimento amplo e saudável. A figura 8 ilustra tal sinergismo, mostrando que cada grupo muscular e sua função é importante para o funcionamento do complexo do ombro.

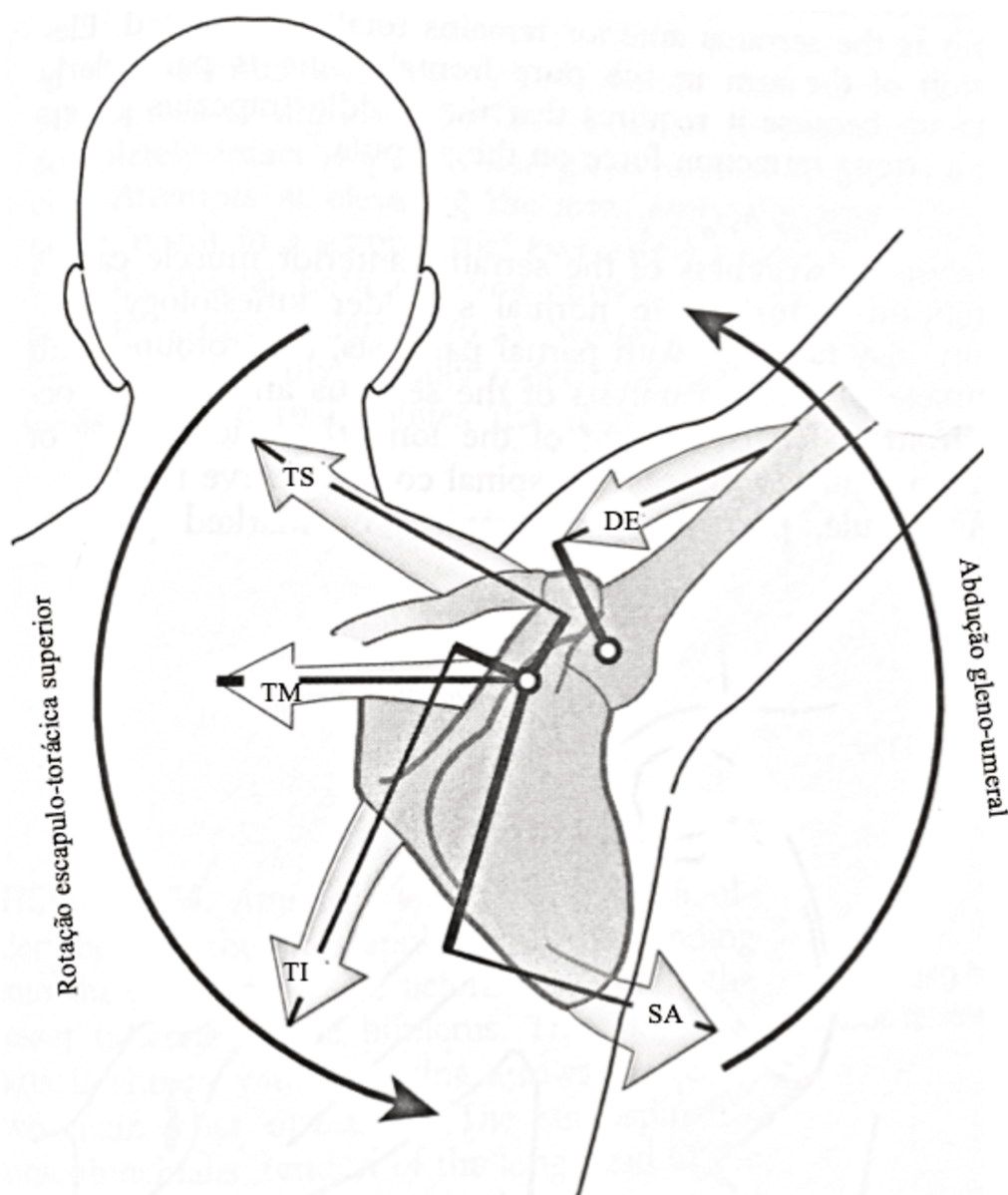


Figura 8: movimentos combinados da articulação escápulo-torácica em conjunto com a articulação glenoumeral no movimento de abdução. As setas representam as ações dos músculos: DE = deltoide, TS = trapézio superior, TM = trapézio fibras médias, TI = trapézio inferior, SA = serrátil anterior. Adaptado de: Kinesiology of the musculoskeletal System: foundations for physical rehabilitation. St. Louis 2002. 385 p.

Toda a sinergia existente entre os diversos músculos que atuam movendo e estabilizando a articulação glenoumeral trabalham em conjunto com aqueles que atuam na articulação escapulo-torácica, para que as inserções proximais do manguito rotador sejam firmes, permitindo a correta coaptação da cabeça umeral contra a fossa glenoidal e também deprimindo a cabeça umeral, afastando-a do arco córaco-acromial durante os movimentos de abdução e flexão^{3, 7}.

Os músculos responsáveis pela elevação da escápula e da clavícula são o trapézio superior, o elevador da escápula e, em menor intensidade, os romboides (figura 9). O trapézio superior proporciona o suporte postural para a cintura escapular, tendo participação importante durante os movimentos de abdução e flexão do ombro^{3, 7}. A figura 10, por sua vez, ilustra a disposição anatômica do serrátil anterior (figura 10), músculo importante em praticamente todos movimentos do complexo do ombro visto que tem papel fundamental na estabilização da escápula no gradil costal, permitindo uma atuação fisiológica dos demais músculos que atuam nos diversos movimentos da escápula.

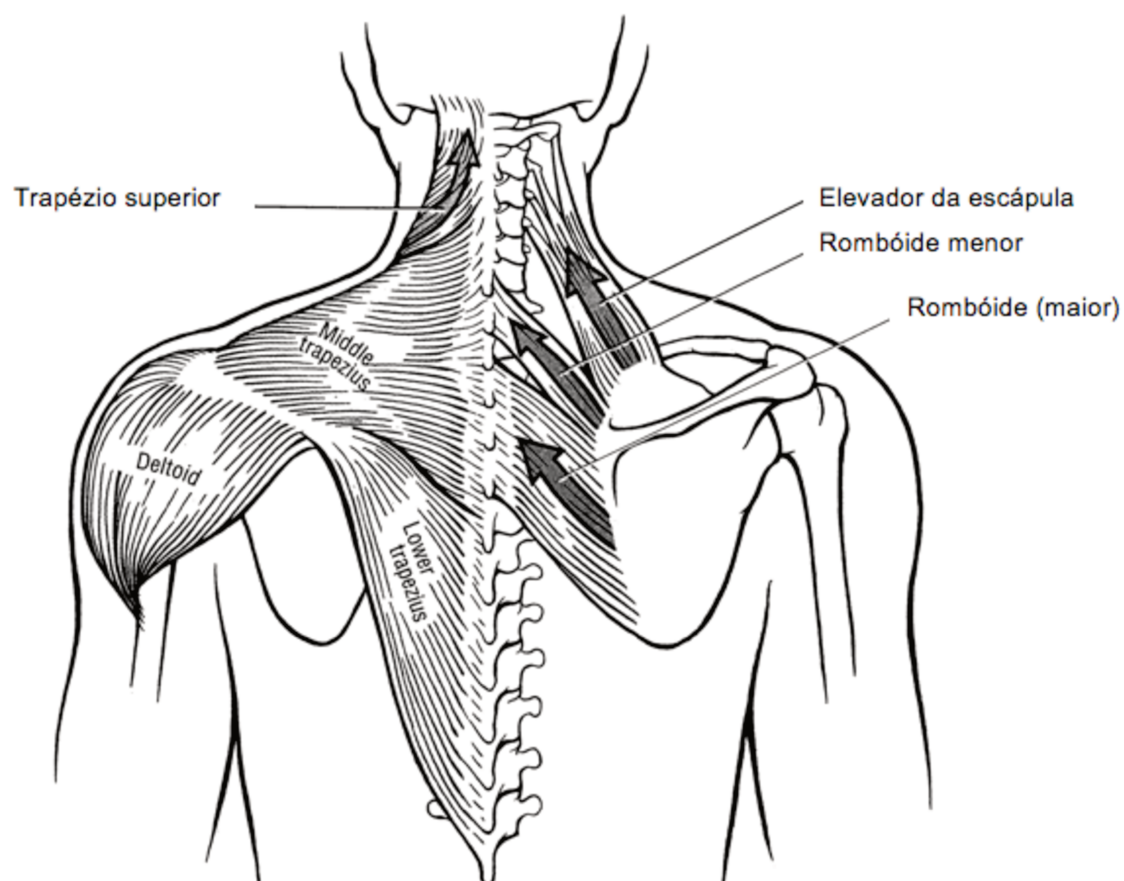


Figura 9: Vista posterior, mostrando os músculos que fazem o movimento de elevação da escápula e da clavícula. Adaptado de: Kinesiology of the musculoskeletal System: foundations for physical rehabilitation. St. Louis2002.

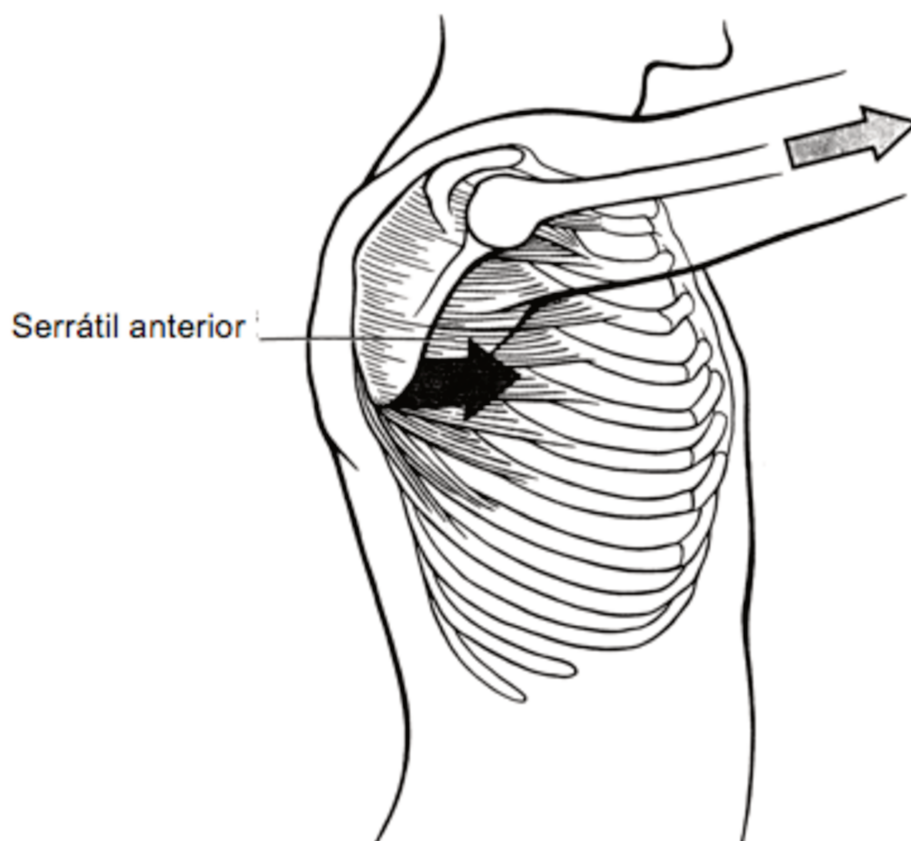


Figura 10: Ilustração do músculo serrátil anterior direito, mostrando sua inserção no bordo medial da escápula e se dirigindo em sentido anterior, com o objetivo de estabilizar a escápula. Adaptado de: Kinesiology of the musculoskeletal System: foundations for physical rehabilitation. St. Louis2002.

385 p.

Uma vez que a função normais dos diversos músculos que atuam na mobilidade e estabilidade da escápula durante os diferentes movimentos dos ombros, os músculos que compõem o manguito rotador podem atuar de forma também fisiológica, estabilizando a articulação gleno umeral nas mais

diferentes amplitudes de quaisquer movimentos. Esta interação entre os músculos que movimentam a escápula e a articulação glenoumeral são descritos por Neumann³ como “força em casal” (do inglês *force couple*), mecanismo este ilustrado na figura 8. O conceito baseia-se na convergência de vetores de força em direções distintas que, em conjunto, produzem torque em uma mesma direção em rotação. Esta interação entre diferentes músculos melhora o nível de controle dos movimentos assim como amplifica o máximo torque potencial conforme realiza-se a rotação da escápula.

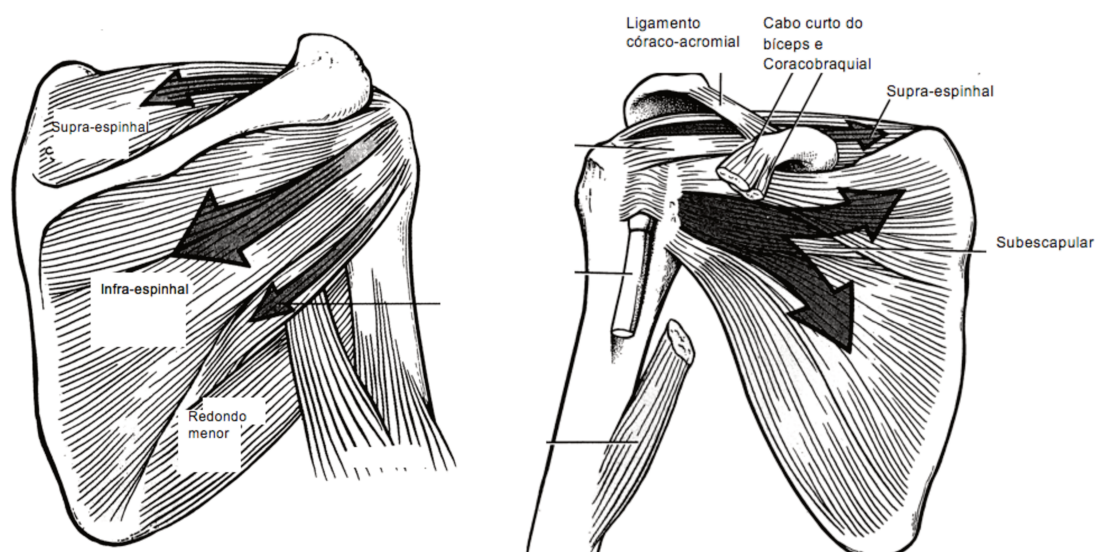


Figura 11: vista posterior (à esquerda) e vista anterior do ombro, mostrando a disposição anatômica dos músculos que compõem o manguito rotador.

Adaptado de: Kinesiology of the musculoskeletal System: foundations for physical rehabilitation. St. Louis2002. 385 p.

A dinamometria isocinética

As avaliações quantitativas da performance muscular não eram possíveis até a década de 70, onde tal mensuração era realizada de forma semiquantitativa, utilizando o teste muscular manual. Apesar de ser um método amplamente descrito na literatura, a mensuração da força muscular com a resistência manual do examinador é um método subjetivo, com baixas acurácia, sensibilidade, especificidade e validade⁸. Além disso, não era possível avaliar, de forma manual, características de performance dos grupos musculares avaliados, como o máximo de força ao longo de toda a amplitude de movimento articular, fadiga muscular, força excêntrica, etc.

Com o objetivo de avaliar a performance muscular de forma mais quantitativa, foram criados dinamômetros que mensuram a força de forma isométrica, ou seja, sem movimentos da articulação avaliada. Porém, por uma série de motivos, nenhum destes equipamentos foram padronizados como o melhor padrão para mensuração da força e desempenho muscular, talvez pelo fato de não serem métodos com sua reprodutibilidade confirmada.

Entretanto, um importante desenvolvimento na área de mensuração da performance muscular começou a surgir no final da década de 60 com a introdução do primeiro dinamômetro isocinético⁹. Composto por um único pistão hidráulico, uma válvula controlável, um braço de alavanca e uma célula de carga, este aparato foi capaz de oferecer resistência passiva com a capacidade de acomodação ao longo dos movimentos angulares das articulações avaliadas. Uma vez que a resistência ao movimento era exercida

por um braço de alavanca rotacional, a força muscular foi descrita pela primeira vez expressa em unidades de momento (torque), ou seja, descritos em newton-metro (Nm). Além disso, a resistência gravada na célula de carga mostrava o máximo momento muscular, assim como a velocidade angular pré-definida do braço de alavanca do dinamômetro.

A definição de torque (ou momento) é uma grandeza vetorial da física, definido a partir da componente perpendicular ao eixo de rotação da força aplicada sobre um objeto que é efetivamente utilizada para fazê-lo girar em torno de um eixo ou ponto central conhecido como ponto pivô ou ponto de rotação¹⁰. A Distância do ponto pivô ao ponto onde atua uma força é chamada de braço do momento. A unidade de medida para o torque definida pelo Sistema Internacional de Unidades é o newton-metro. Ainda que matematicamente a ordem destes fatores “newton” e “metros” seja indiferente, a classificação internacional definiu que tal ordem deve ser Nm, e não mN. O torque gerado nada mais é do que o efeito de rotação produzido pela força, fazendo com que o braço de alavanca do dinamômetro promova a rotação do seu eixo. Dessa forma, o equipamento pode quantificar a produção de torque gerada pela pessoa que está tendo sua articulação avaliada. Assim sendo, é possível mensurar a performance daquele grupo muscular avaliado ao longo da sua amplitude de movimento pré-estabelecida, de forma quantitativa⁹.



Figura 12: Braço de alavanca do dinamômetro isocinético, específico para a avaliação do membro superior.

No caso da avaliação isocinética, inicialmente acreditava-se que o fator “força” era o único parâmetro de interesse. Entretanto, o número de fatores associados à sua medição é impressionante, uma vez que fatores como fadiga, trabalho articular, força excêntrica e anomalias de curva de torque, por exemplo, passaram a ser estudados ao longo dos anos com o advento da dinamometria isocinética, tornando-se um importante instrumento de mensuração de capacidade funcional na prática clínica.

Devemos enfatizar que, por sua própria natureza, a produção de um determinado nível de contração muscular, seja máxima ou submáxima, não é totalmente controlável¹¹. Semelhante a outras classes de avaliação do desempenho funcional humano, a capacidade de ajustar voluntariamente e, em particular, reproduzir um nível exato de contração muscular é limitada por vários fatores neuromotores que refletirão a seleção do padrão de ativação muscular. Assim, quando o indivíduo avaliado repete uma determinada contração, há sempre uma medida de inconsistência em termos de diferenças entre contrações consecutivas. Por estes motivos, alcançar a reprodutibilidade e a padronização de força perfeita para todos os grupos musculares é um objetivo difícil de atingir. Entretanto, esta dificuldade pode ser reduzida utilizando padrões homogêneos da população avaliada, assim como a padronização exata dos métodos de mensuração do desempenho isocinético.

Nos últimos anos, a pesquisa sobre a aplicabilidade da dinamometria isocinética foi conduzida em correntes que estudam as questões metodológicas relacionadas a: (1) os desenhos dos protocolos de avaliação e reprodutibilidade dos resultados; (2) aplicabilidade deste tipo de avaliação a um grupo específico

de indivíduos ou grupos de pacientes; (3) aspectos médico-legais deste tipo de avaliação.

O erro envolvido na medição do movimento muscular sob condições máximas é um dos pontos principais na pesquisa envolvendo a avaliação isocinética, com o objetivo de responder questões sobre melhoras da força muscular após a reabilitação refletem um verdadeiro aperfeiçoamento da função. Com a mesma importância, saber em que medida as diferenças bilaterais, quando relevantes, são genuínas¹² e devem ser corrigidas durante o tratamento de fisioterapia.

Com o objetivo de reduzir tais erros de medida baseia-se no aquecimento e na familiarização ao teste isocinético, consistindo em três a quatro contrações consecutivas. Além disso, os intervalos entre as diferentes velocidades, assim como o intervalo entre as avaliações de ambos os lados, devem ser padronizados para que sejam minimizados erros decorrentes de períodos maiores ou menores de repouso entre as mensurações¹³.

Particularmente quanto a avaliação isocinética das articulações que formam o complexo do ombro, existem desafios peculiares que dificultam esta mensuração. Inicialmente, apesar da mobilidade da articulação glenoumeral é definida por três planos de movimento, a combinação de tais movimentos proporcionam métodos incontáveis de mensuração da performance isocinética. Entretanto, não existe um método ideal para a avaliação de cada plano de movimento¹⁴. Em Segundo lugar, a grande quantidade de músculos envolvidos durante os diversos movimentos do ombro exige que as posições das avaliações sejam o mais reprodutíveis possível, para que sejam mantidas as corretas relações comprimento / tensão dos músculos avaliados. Em terceiro

lugar, as características antropométricas e de peso corporal também influenciam na captação de resultados diferentes, mesmo que estes não sejam relacionados disfunções. Em quarto lugar, os diferentes protocolos de velocidade dos testes fazem com que a comparação entre dados não sejam possível. Por fim, a dominância também é um fator determinante já que, de um modo geral, atletas que participam de atividades com maior predominância unilateral, algumas assimetrias podem ser normais, diferentemente de indivíduos normais¹⁴.

Existem diversos estudos que descrevem os dados normativos quando aos padrões de torque isocinético em diferentes tipos de atletas, como tenistas¹⁵, jogadores de baseball (arremessadores)^{16, 17} e nadadores¹⁸. Estes dados normativos ajudam os médicos e fisioterapeutas que lidam com lesões nos ombros relacionadas a prática do judô, determinando o melhor momento para a alta e retorno ao esporte de forma mais segura, reduzindo a probabilidade de lesões futuras. Entretanto, existem poucos dados normativos sobre a força muscular isocinética nos ombros de atletas de judô, sendo este um importante critério para que o atleta volte de forma mais segura à prática do esporte^{9, 13}.

A prática do Judô e as lesões no ombro

De acordo com estudos de Pocecco et al.¹⁹, o ombro é a segunda articulação mais comumente lesada na prática de Judô, podendo ser comprometida tanto em traumas contra o solo e durante a projeção do

adversário quanto em lesões por sobrecarga. Akoto et al.²⁰ publicou um estudo epidemiológico sobre as principais lesões ortopédicas no Judô e constatou que a articulação do ombro é a mais comumente lesada, juntamente com a articulação do joelho, representando cerca de 23% de todas as lesões. De forma similar, Cierna et al.²¹ encontraram que as lesões no ombro são a segunda mais comuns durante competições profissionais de Judô na Europa.

Dentre as lesões mais comuns estão as luxações da articulação acrômio-clavicular, as tendinopatias e rupturas do manguito rotador e as luxações da articulação glenoumeral^{19, 20}. Durante a prática do Judô, o atleta frequentemente transfere energia de seus membros inferiores e do seu tronco para os membros superiores, em um movimento contínuo em cadeia cinética fechada que pode sobrecarregar a demanda sobre as estruturas miotendíneas e capsulo-labrais dos ombros. Dessa forma, a sobrecarga sobre os ombros pode ocorrer tanto nas técnicas de projeção quanto os traumas podem ser decorrentes do controle dos membros superiores durante as quedas contra o solo, além da sobrecarga que também pode ocorrer nos ombros durante a luta no solo. Não coincidentemente, as lesões nos ombros decorrem na maioria das vezes do ato de projetar o adversário para o solo ou pelo fato do atleta ser projetado contra o solo²², não havendo diferenças quanto a localização das lesões entre homens e mulheres²³.

A dinamometria isocinética do ombro

Os testes de avaliação isocinética tem sido reportados na literatura como um método de diagnóstico funcional objetivo, acurado e reprodutível, que tem o objetivo de avaliar a performance dos diferentes movimentos dos ombros^{8, 13}. Com a melhora dos equipamentos que ocorreu ao longo dos anos foi possível documentar dados mais complexos, o que permitiu o estudo da correlação entre déficits funcionais e a predisposição a lesões nos ombros^{9, 16, 18}. Além disso, com a avaliação isocinética foi possível detectar déficits funcionais que se instalam em pacientes que já tem o diagnóstico de determinadas doenças ortopédicas, como a instabilidade glenoumeral⁹ e tendinopatia do manguito rotador¹⁸, permitindo a melhor compreensão das alterações funcionais que devem ser corrigidas durante o tratamento.

Shklar et al.¹⁴ avaliaram 30 indivíduos saudáveis (15 mulheres) entre 22 e 35 anos no dinamômetro isocinético, sendo avaliados os movimentos de flexão, extensão, abdução, adução, rotações medial e lateral a 60°/s, 120°/s e 180°/s. Os autores descreveram os seus achados como dados normativos na população estudada, observando que não haviam diferenças significativas de performance entre os lados dominantes e não-dominantes. Por outro lado, Beach et al.¹⁸ observaram que atletas de natação que relatam dores nos ombros apresentam menor performance (torque muscular) no lado sintomático, podendo este achado ser causa ou consequência dos sintomas. Porém, independentemente dos déficits observados serem causa ou consequência dos sintomas, Reinold et al.⁷ relatam que os déficits funcionais devem ser corrigidos ao longo do tratamento para que não somente a dor e a

função melhorem, mas que o paciente tenha menor predisposição a sintomas futuros. Dessa forma, a avaliação isocinética dos ombros é um método de diagnóstico funcional importante para a detecção de alterações que possam estar relacionadas aos sintomas e que podem ser corrigidas ao longo do tratamento dos pacientes avaliados.

OBJETIVOS

O objetivo geral do presente estudo é avaliar os padrões normativos quanto a força muscular e performance isocinética dos ombros de judocas saudáveis de ambos os sexos, quantificando seu pico de torque, trabalho articular e razão agonista / antagonista nos 3 planos de movimentos avaliados: flexão e extensão; abdução e adução; rotação medial e lateral.

MATERIAL E MÉTODO

O presente trabalho é um estudo longitudinal retrospectivo, com a amostra obtida a partir da análise de um banco de dados com 36 atletas que haviam sido submetidos ao teste de avaliação isocinética dos seus ombros, como parte de um conjunto de exames de avaliação pré-participação. Dessa forma, a amostra foi obtida por conveniência. O equipamento utilizado na avaliação isocinética foi o mesmo a todos os atletas, sendo este da marca Cybex Norm Isokinetic Test, manufaturada por Henley Healthcare (número de série A8814), fabricado no ano de 2008. Para a seleção da amostra com a menor probabilidade de vieses foram definidos os seguintes critérios de inclusão dos participantes do estudo:

- A) Atletas de judô, competidores participantes de campeonatos de nível internacional.
- B) Deveriam ter ao menos 10 anos de prática no judô.
- C) Participavam de treinamento frequente de judô por, pelo menos, 16 horas por semana.

Também foram definidos como critérios de exclusão:

- A) Dores no(s) ombro(s) que afastaram o(a) atleta por, pelo menos, 1 dia de treinamento ou competição nos últimos 6 meses.
- B) Dores na coluna cervical que afastaram o(s) atleta por, pelo menos, 1 dia de treinamento ou competição nos últimos 6 meses.

C) Cirurgias prévias na coluna cervical e / ou no(s) ombro(s).

Após a análise do histórico destes 36 atletas, 16 deles foram excluídos do estudo devido aos critérios de inclusão previamente definidos. Dessa forma 20 atletas, sendo 10 do sexo feminino, foram incluídos para a análise de suas respectivas performances no teste isocinético de seus ombros. A figura 10 mostra o fluxograma de escolha da amostra.

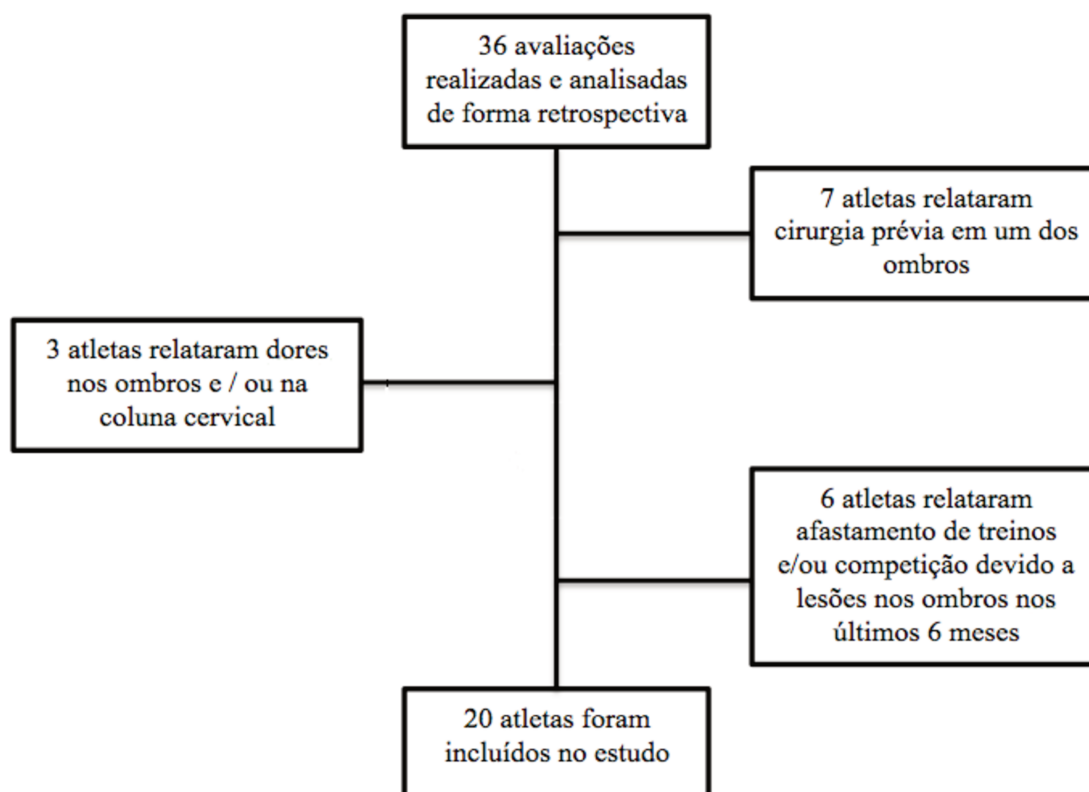


Figura 13: fluxograma demonstrando a escolha da amostra a ser avaliada.

Na tabela 1 estão descritas as características dos atletas envolvidos no estudo, com seus valores referentes a idade e peso descritos pelas respectivas médias $\pm$ desvios padrões.

Tabela 1. Dados demográficos dos atletas envolvidos no estudo

Parâmetro	Homens (n = 10)	Mulheres (n = 10)	Total (n = 20)
Idade (em anos)	26 $\pm$ 4	21 $\pm$ 2	23 $\pm$ 4
Peso (kg)	82.7 $\pm$ 12.5	70.2 $\pm$ 15.1	76.5 $\pm$ 14.9
Lado dominante	50% Direito	50% Direito	50% Direito
Dados mostrado como média $\pm$ desvio padrão			

Avaliações

Um único fisioterapeuta especialista em ortopedia e traumatologia, com 10 anos de experiência em avaliações isocinéticas, conduziu os testes nos atletas. Previamente a avaliação todos os atletas fizeram um aquecimento que consistia em pedalar em uma bicicleta ergométrica por 10 minutos^{13, 24}. Em seguida, os atletas passaram por um processo de familiarização no lado não-dominante, para que compreendessem melhor como seria efetivamente a avaliação isocinética¹³. A familiarização era realizada inicialmente em 3 repetições a 60°/s, seguido de um teste oficial realizado em 5 repetições também a 60°/s, com um intervalo de 60 segundos entre as repetições. Após

as 5 repetições a 60°/s, o atleta repousava novamente por 60 segundos, seguido pelo teste de familiarização na velocidade a 180°/s, realizando 4 repetições. Novamente, permanecia 60 segundos em repouso para, em seguida, realizar o teste oficial a 180°/s que contava com 15 repetições.

Em seguida, o atleta permanecia mais 3 minutos em repouso, tempo necessário para que fosse feito o correto ajuste e posicionamento no lado a ser avaliado, no caso, o dominante. O atleta então passava pelo mesmo processo de familiarização e testes a 60°/s e 180°/s como descrito no lado não-dominante.

Previamente a execução do teste de familiarização, todos os participantes passavam por um processo de padronização da gravidade, que consiste em mensurar o torque passivo gerado pela gravidade sobre o membro superior de todos os atletas, juntamente com o peso do próprio braço de alavanca do dinamômetro. Tal teste é importante previamente a avaliação para que seja anulado o torque passivo gerado pelo peso da gravidade sobre o membro superior do atleta, evitando resultados não-fidedignos.

A seguir, havia também um repouso de 5 minutos entre os testes realizados nos 3 planos de movimentos diferentes, uma vez que este era o tempo necessário para os ajustes na máquina para a mudança do tipo de movimento que seria avaliado. Todos os movimentos avaliados foram realizados de forma concêntrica. Todos os testes eram realizados na seguinte ordem: testes de flexão e extensão dos ombros; testes de abdução e adução; testes de rotação medial e lateral.

Os dados coletados foram aqueles considerados mais relevantes para

avaliação dos ombros dos atletas foram aqueles mais estudados na literatura^{13,}

^{14,}

A) Pico de torque muscular isocinético, normalizado pelo peso, nos movimentos de abdução, adução, flexão, extensão, rotação medial e rotação lateral dos ombros dominantes e não dominantes, sendo sua unidade de medida em Nm. A normalização pelo peso corporal foi feita de acordo com a fórmula $[(\text{PICO DE TORQUE} / \text{PESO CORPORAL}) \times 100]$. Tal padronização em relação ao peso corporal foi utilizada da mesma forma como já conduzida em outros trabalhos, visto que indivíduos de maior peso corporal podem gerar maior torque muscular no ombro^{24, 25}. Além disso, as diferentes categorias do judô são divididas de acordo com o peso corporal, para que seja uma competição mais justa¹. Dessa forma, tal padronização permite a comparação dos dados aqui encontrados com outros indivíduos, mesmo que sejam de pesos diferentes.

B) Trabalho total isocinético mensurado também nos movimentos de abdução, adução, flexão, extensão, rotação medial e rotação lateral dos ombros dominantes e não dominantes, sendo sua unidade de medida em Joules (J).

C) Razões entre grupos musculares agonistas e antagonistas, sendo o mais comumente estudado na literatura a razão entre rotadores externos e rotadores internos dos ombros^{9, 24}. Este valor, quanto a razão entre os rotadores dos ombros, são aqueles com maior significância quanto a normalidade da função articular do ombro^{15, 16, 17,}

¹⁸. Este valor é adquirido utilizando o cálculo [(Pico de torque de rotação lateral / Pico de torque de rotação medial) x 100]. Diferenças entre os lados dominantes e não-dominantes quanto ao pico de torque e trabalho articular.

Testes de flexão e extensão dos ombros

Os testes de flexão e extensão dos ombros foram realizados de acordo com o protocolo sugerido pelo fabricante do equipamento, ou seja, com o atleta deitado na posição em supino e o eixo de rotação da articulação glenoumeral alinhado com o eixo de rotação do braço do dinamômetro. A região onde o atleta segura com a mão e o braço de alavanca do dinamômetro estavam ajustados de forma a permitir que o cotovelo permaneça em extensão total^{26, 27}.

Todos os atletas foram estabilizados com os cintos para evitar movimentos compensatórios do tronco e da pelve. Os joelhos e quadris foram mantidos em posição fletida, próximos a 60°. A amplitude de movimento total durante o teste foi de 0° a 120° de flexão. Todo o procedimento de aquecimento e teste foi realizado conforme descrito anteriormente, sendo sempre o lado não-dominante o primeiro a ser avaliado seguido do lado dominante. A correção do peso da gravidade foi feita a partir da amplitude de 70° de flexão.

Testes de abdução e adução

Os movimentos de abdução e adução foram realizados na posição sentada, com o tronco e a pelve estabilizados com os cintos. Os braços dos atletas foram posicionados no plano coronal, em rotação neutra e com o cotovelo em extensão completa. O eixo de rotação da cabeça umeral foi alinhado com o eixo de rotação do braço de alavanca do dinamômetro. A amplitude de movimento total permitida durante o teste foi de 0° a 90° , sendo que a correção do peso da gravidade foi realizada com o braço do atleta relaxado e a 80° de abdução^{28, 29}. Da mesma forma, o teste o aquecimento e os testes eram feitos conforme já descrito.

Testes de rotação lateral e medial

Os testes de rotações medial e lateral foram realizados com o atleta de pé, sobre o trilho do dinamômetro, com os pés separados na altura dos ombros e com os joelhos levemente fletidos. A altura do dinamômetro foi ajustada para permitir uma posição de 45° de abdução e 30° de adução horizontal, ou seja, no plano da escápula. O eixo de rotação do braço do dinamômetro estava alinhado ao eixo de rotação da articulação glenoumeral. O cotovelo estava apoiado sobre o suporte de estabilização e fixo por um velcro em 90° de flexão. O braço de alavanca foi ajustado ao comprimento do antebraço do atleta, em posição neutra permitindo uma boa pega ao atleta avaliado^{30, 31}. A correção da gravidade foi realizada com o braço do atleta relaxado na posição de 60° de

rotação lateral. A amplitude de movimento total permitida durante o teste era de 60° de rotação lateral e 45° de rotação medial. O atleta foi informado que a rotação do tronco não seriam permitidas e o avaliador estava ciente sobre possíveis movimentos compensatórios para orientar o atleta em avaliação.

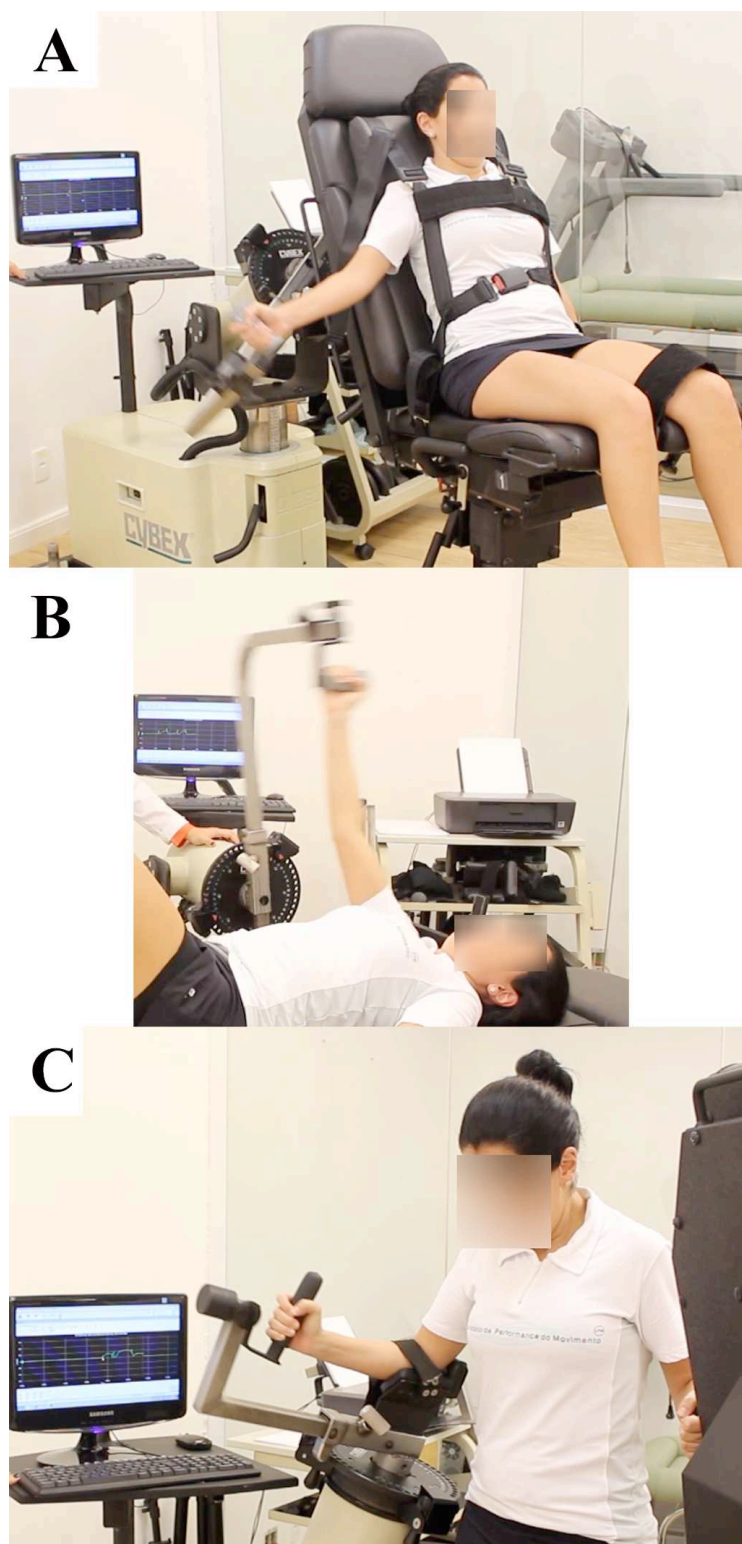


Figura 14. Ilustração dos testes isocinéticos realizados nos ombros dos atletas a 60°/s e 180°/s: A) abdução/ adução, B) flexão/ extensão, C) rotação lateral/ rotação medial.

Variáveis analisadas

Torque muscular isocinético

As articulações do corpo humano não possuem a capacidade de gerar uma quantidade de força uniforme ao longo de toda a amplitude de movimento. Cada articulação tem sua característica de produção de força máxima ao longo de toda a amplitude de movimento³⁰ e, dessa forma, faz com que a produção de força seja variável e dependente da amplitude de movimento articular. Tal produção de força angular é conhecido como torque, sendo esta uma grandeza vetorial da física. É definido a partir da componente perpendicular ao eixo de rotação da força aplicada sobre um objeto que é efetivamente utilizada para fazê-lo girar em torno de um eixo ou ponto central conhecido como pivô ou ponto de rotação. A figura 12 mostra o braço de alavanca do dinamômetro isocinético, o qual gira em torno do seu eixo, mensurando a produção de torque articular produzido pelo indivíduo que está sendo avaliado. Isso explica o posicionamento da articulação avaliada na máquina de avaliação, o qual deve ter o braço de alavanca do equipamento alinhado ao centro de rotação daquela articulação no movimento que irá executar. O torque muscular isocinético é descrito em unidades como pico de torque em Newtons por Metro (N/m) e/ou pico de força em Newtons (N)³² sendo que no presente estudo, está descrito em N e normalizado pelo peso corporal utilizando a fórmula (pico de torque / peso corporal) x 100, sendo este valor descrito em percentual.

A normalização pelo peso corporal é necessária, visto que a produção de torque muscular pode variar de acordo com o peso do atleta avaliado. Visto

que as categorias do judô são definidas pelo peso corporal, faz-se necessária tal normalização. Além disso, o braço de alavanca do dinamômetro é ajustável ao tamanho do membro superior do atleta avaliado. Dessa forma, a produção de torque pode apresentar uma pequena variação de acordo com o comprimento do braço de alavanca do dinamômetro. Por isso a normalização pelo peso corporal também tem o objetivo de anular a influência de pequenas alterações do comprimento do braço de alavanca do dinamômetro e fazer com que os dados coletados não apresentem variabilidade dependente das características antropométricas dos atletas avaliados²⁵.

Trabalho articular

O trabalho articular é descrito como a energia total produzida pela articulação avaliada, mensurada em Joules (J). É uma medida importante para a avaliação do desempenho articular, visto que é a reprodução da normalidade da produção de torque ao longo da amplitude de movimento avaliada. Durante o teste isocinético, um sujeito avaliado pode produzir um pico de torque normal, porém pode haver uma baixa produção de força em uma determinada amplitude articular, reduzindo o trabalho articular e, dessa forma, evidenciando o déficit. A figura 15 ilustra uma curva de torque de rotação lateral dos ombros, definindo o que é o trabalho articular como a área abaixo da curva produzida no gráfico.

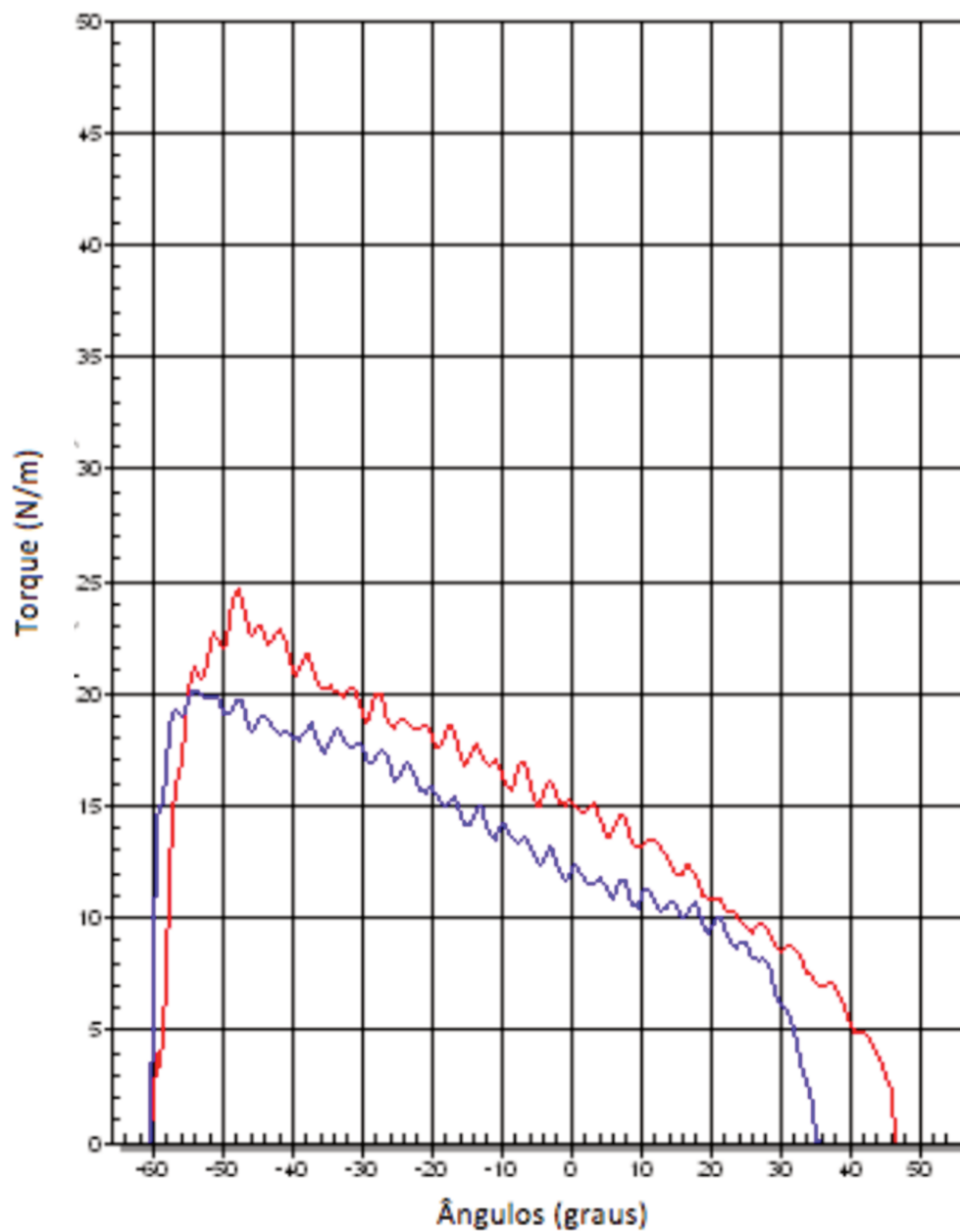


Figura 15. Exemplo da curva de torque de rotação lateral concêntrica dos ombros (direito e esquerdo). A área abaixo do gráfico representa o trabalho articular.

O trabalho articular do ombro pode apresentar correlação com o desempenho do atleta durante a sua atividade esportiva³³ e, dessa forma, é uma importante medida para avaliação da capacidade funcional do ombro dos atletas.

Razão Agonista / Antagonista

A razão agonista é obtida pela divisão do pico de torque de um determinado movimento pelo pico de torque do seu movimento antagônico e multiplicado por 100. Este valor representa o equilíbrio que deve haver entre grupos musculares que realizam movimentos antagônicos, sendo que este valor representa o equilíbrio entre eles¹⁷. No caso da articulação do ombro os valores mais estudados para identificar o equilíbrio normal entre os músculos do manguito rotador são aqueles relacionados a rotação lateral e rotação medial^{16, 17}. O cálculo da razão agonista / antagonista dos movimentos de rotação do ombro é realizado pela formula (pico de torque de rotação lateral / pico de torque de rotação medial) x 100, sendo este valor descrito em percentual. Uma vez que a maior parte dos trabalhos estudam a razão entre rotação lateral e rotação medial, este foi o dado de razão analisado neste trabalho.

Análise estatística

Para a análise dos dados foi utilizado Teste t para amostras pareadas para as comparações entre os membros dominante e não dominante. Para a análise clínica dos achados foi calculado o tamanho do efeito (d de Cohen), sendo as amplitudes de $< 0,31$, $0,31-0,70$ e $>0,70$ definidas como tamanho de efeito pequeno, moderado e amplo³⁴. Os dados foram apresentados como média $\pm$ desvio padrão e intervalos com 95% de confiança para as diferenças entre as médias. O nível de significância adotado em todas as análises foi de 5% ($P < 0,05$). Todas as análises foram conduzidas no software PASW statistic 18.0 (SPSS Inc., Chicago, USA).

RESULTADOS

Os dados obtidos estão demonstrados na tabela 2 e 3. Os atletas do sexo masculino e feminino demonstram maior pico de torque e trabalho articular em todos os movimentos analisados no lado dominante (abdução, adução, flexão, extensão, rotação medial e rotação lateral) quando comparados ao lado não-dominante ($P < 0.05$). A exceção ocorreu no pico de torque adutor a $180^\circ/s$ e no trabalho articular abdutor a $60^\circ/s$ ($P = 0.098$ e $P = 0.092$, respectivamente) para os homens, mas não foram encontradas diferenças significativas. Nas atletas do sexo feminino a exceção ocorreu no torque extensor a $180^\circ/s$ ($P = 0.0180$), onde não houve diferença significativa entre o lado dominante e o não-dominante.

Foi possível observar que na maior parte dos testes realizados, não foram encontradas diferenças acima de 10% entre ambos os lados, exceto no pico de torque de rotação lateral a $60^\circ/s$ e no trabalho articular de rotação lateral na mesma velocidade, onde houve um déficit de 12,3% e 12%, respectivamente, sendo o lado dominante mais forte nos atletas do sexo masculino. Nas atletas do sexo feminino foi possível observar diferenças acima de 10% no pico de torque de rotação lateral a $60^\circ/s$ e $180^\circ/s$, com déficit de 12,6% e 10,5%, respectivamente, sendo o lado dominante mais forte. Além disso, o trabalho articular total de rotação lateral a $60^\circ/s$ mostrou um déficit de 15,7% e o lado dominante produz maior trabalho.

A tabela 4 mostra a diferença do desempenho entre os atletas do sexo masculino e feminino, mostrando que em todos os movimentos avaliados os

atletas do sexo masculino produzem maior torque e maior trabalho articular, exceto no trabalho articular de rotação medial a 60°/s, onde não houve diferenças significativas entre homens e mulheres ($P = 0.153$).

Na tabela 5 estão descritos os dados de razão dos rotadores externos e internos a 60°/s e 180°/s, tanto nos lados dominantes e não-dominantes de atletas do sexo masculino e feminino. Foi possível observar que não existe diferença significativa entre os valores da razão agonista / antagonista entre os ombros dominantes e não-dominantes. Além disso, os valores da razão entre rotadores externos e internos nos atletas homens e mulheres avaliados são bastante semelhantes, sendo observados valores de $49,4 \pm 7,2$ em homens e $49,1 \pm 4,9$ nas mulheres, nos lados dominantes, quando avaliados a 60°/s. Na velocidade de 180°/s os valores foram um pouco menores, mostrando uma menor produção de torque de rotação lateral nesta velocidade. Os valores observados nos atletas homens e nas mulheres foram de $42,9 \pm 3,7$ e $44,8 \pm 3,2$, respectivamente, no lado dominante.

Tabela 2. Pico de torque (% peso corporal) e trabalho articular total (J) nos atletas do sexo masculino (n = 10).

Parâmetro	Lado dominante		Lado não-dominante		Déficit (%)	Diferença	IC 95%		Efeito (d)	Valor de P
<i>Pico de torque</i>										
Abdução 60°/s	86.1	± 2.5	81.8	± 3.9	5.4	4.4	2.6	- 6.1	1.36	0.001
Abdução 180°/s	163.5	± 25.4	154.5	± 25.1	5.9	9.1	5.3	- 12.8	0.36	0.001
Adução 60°/s	111.3	± 10.9	105.7	± 11.2	5.3	5.6	3.4	- 7.7	0.50	0.001
Adução 180°/s	183.3	± 36.4	177.5	± 28.3	3.3	5.8	-0.4	- 11.9	0.18	0.098
Flexão 60°/s	102.3	± 7.4	96.7	± 7.7	5.8	5.6	4.0	- 7.1	0.74	< 0.001
Flexão 180°/s	172.1	± 17.9	164.1	± 16.5	4.8	7.9	4.1	- 11.8	0.46	0.003
Extensão 60°/s	126.8	± 11.6	119.1	± 13.3	6.5	7.7	4.8	- 10.6	0.62	0.001
Extensão 180°/s	215.9	± 19.2	208.5	± 19.8	3.5	7.3	4.0	- 10.6	0.37	0.002
Rotação lateral 60°/s	40.1	± 6.5	35.7	± 5.3	12.3	4.4	1.9	- 6.9	0.75	0.007
Rotação lateral 180°/s	69.2	± 7.8	64.7	± 8.3	7.0	4.5	2.1	- 7.0	0.56	0.006
Rotação medial 60°/s	81.4	± 8.6	76.7	± 6.5	6.1	4.7	2.4	- 7.0	0.62	0.003
Rotação medial180°/s	161.5	± 12.5	156.4	± 13.5	3.3	5.1	3.2	- 7.1	0.39	0.001
<i>Trabalho articular total</i>										
Abdução 60°/s	93.4	± 13.8	89.9	± 13.5	3.9	3.5	-0.1	- 7.1	0.26	0.092
Adução 60°/s	115.4	± 22.1	112.1	± 22.2	2.9	3.3	0.8	- 5.8	0.15	0.031
Flexão 60°/s	100.7	± 23.2	97.0	± 22.9	3.8	3.7	0.8	- 6.6	0.16	0.033
Extensão 60°/s	121.4	± 24.6	116.6	± 25.4	4.1	4.8	1.4	- 8.2	0.19	0.021
Rotação lateral 60°/s	45.6	± 11.5	40.7	± 10.7	12.0	4.9	3.0	- 6.8	0.44	0.001
Rotação medial 60°/s	84.6	± 28.4	78.2	± 28.1	8.2	6.4	3.3	- 9.5	0.23	0.003

IC 95%: Limites com 95% de confiança para as diferenças entre o lado dominante e o não-dominante.

Tabela 3. Pico de torque (% peso corporal) e trabalho articular total (J) nas atletas do sexo feminino (n = 10).

Parâmetro	Lado dominante		Lado não-dominante		Déficit (%)	Diferença	IC 95%		Efeito (d)	Valor de P
Pico de torque										
Abdução 60°/s	71.0	± 11.9	64.5	± 8.4	10.1	6.5	2.8	- 10.2	0.64	0.008
Abdução 180°/s	110.1	± 18.0	102.2	± 22.4	7.8	7.9	4.7	- 11.1	0.39	0.001
Adução 60°/s	76.2	± 5.8	69.7	± 5.4	9.4	6.5	3.5	- 9.6	1.17	0.002
Adução 180°/s	114.5	± 12.4	106.6	± 15.8	7.4	7.9	4.0	- 11.8	0.56	0.003
Flexão 60°/s	72.4	± 8.2	67.7	± 8.0	6.9	4.7	1.8	- 7.6	0.58	0.012
Flexão 180°/s	112.9	± 20.2	106.8	± 20.4	5.7	6.1	1.9	- 10.3	0.30	0.020
Extensão 60°/s	93.1	± 9.9	87.7	± 9.3	6.1	5.4	0.7	- 10.0	0.56	0.050
Extensão 180°/s	145.1	± 14.1	139.5	± 16.9	4.0	5.6	-2.0	- 13.2	0.36	0.180
Rotação lateral 60°/s	33.3	± 3.3	29.6	± 5.0	12.6	3.7	0.9	- 6.5	0.90	0.029
Rotação lateral 180°/s	55.5	± 5.3	50.2	± 6.1	10.5	5.3	3.9	- 6.6	0.93	< 0.001
Rotação medial 60°/s	67.5	± 4.7	63.0	± 5.5	7.1	4.5	2.6	- 6.3	0.88	0.001
Rotação medial 180°/s	124.3	± 12.1	117.1	± 12.2	6.1	7.2	4.7	- 9.7	0.59	< 0.001
Trabalho articular total										
Abdução 60°/s	65.2	± 21.4	61.6	± 21.6	5.8	3.6	1.9	- 5.3	0.17	0.002
Adução 60°/s	83.0	± 25.7	78.0	± 23.7	6.4	5.0	1.4	- 8.6	0.20	0.025
Flexão 60°/s	63.5	± 14.2	59.7	± 14.8	6.4	3.8	2.4	- 5.2	0.26	< 0.001
Extensão 60°/s	78.7	± 15.3	72.4	± 18.0	8.7	6.3	2.4	- 10.2	0.38	0.012
Rotação lateral 60°/s	32.4	± 7.1	28.0	± 6.9	15.7	4.4	3.1	- 5.7	0.63	< 0.001
Rotação medial 60°/s	62.4	± 13.9	57.7	± 13.1	8.1	4.7	3.2	- 6.2	0.35	< 0.001

IC 95%: Limites com 95% de confiança para as diferenças entre o lado dominante e o não-dominante.

Tabela 4. Comparação do pico de torque (% peso corporal) e trabalho articular total (J) entre atletas homens e mulheres.

Parameter	Male peak torque (mean)	Female peak torque (mean)	Difference (%)	Difference	IC 95%	P Value
<i>Pico de torque</i>						
Abdução 60°/s	83.9	67.8	19.3	16.2	9.3 – 23.0	< 0.001
Abdução 180°/s	159.0	106.2	33.2	52.8	31.5 – 74.2	< 0.001
Adução 60°/s	108.5	73.0	32.8	35.6	27.6 – 43.5	< 0.001
Adução 180°/s	180.4	110.6	38.7	69.8	46.4 – 93.1	< 0.001
Flexão 60°/s	99.5	70.1	29.5	29.4	22.2 – 36.5	< 0.001
Flexão 180°/s	168.1	109.9	34.6	58.2	40.8 – 75.6	< 0.001
Extensão 60°/s	123.0	90.4	26.5	32.6	22.6 – 42.6	< 0.001
Extensão 180°/s	212.2	142.3	32.9	69.9	53.9 – 85.8	< 0.001
Rotação lateral 60°/s	37.9	31.5	16.9	6.4	2.0 – 10.8	0.007
Rotação lateral 180°/s	67.0	52.8	21.0	14.1	7.7 – 20.5	< 0.001
Rotação medial 60°/s	79.0	65.3	17.5	13.8	7.9 – 19.7	< 0.001
Rotação medial 180°/s	158.9	120.7	24.1	38.3	26.6 – 50.0	< 0.001
<i>Trabalho articular total</i>						
Abdução 60°/s	113.9	89.6	21.3	24.3	0.5 – 48.1	0.046
Adução 60°/s	137.7	113.7	17.4	24.0	6.8 – 41.2	0.009
Flexão 60°/s	119.5	88.2	26.2	31.3	15.9 – 46.7	< 0.001
Extensão 60°/s	143.9	107.9	25.1	36.1	22.1 – 50.1	< 0.001
Rotação lateral 60°/s	52.0	43.1	17.1	8.9	1.8 – 15.9	0.017
Rotação medial 60°/s	96.8	85.6	11.6	11.2	-4.6 – 27.0	0.153

IC 95%: Limites com 95% de confiança para as diferenças entre o lado dominante e o não-dominante.

Tabela 5. Razão entre rotação lateral / rotação medial (em %) nos atletas homens e mulheres nos lados dominante e não-dominante (n = 20).

	Razão RE / RI dominante			Razão RE / RI não-dominante			Valor de p
Homens 60°/s	49.4	±	7.2	46.6	±	6.4	0.524
Homens 180°/s	42.9	±	3.7	41.6	±	5.1	0.533
Mulheres 60°/s	49.1	±	4.9	47.3	±	8.3	0.554
Mulheres 180°/s	44.8	±	3.2	42.8	±	4.7	0.299

IC 95%: Limites com 95% de confiança para as diferenças entre o lado dominante e o não-dominante. RE: rotação lateral. RI: rotação medial.

Tabela 6. Razão entre flexão e extensão (em %) nos atletas homens e mulheres nos lados dominante e não-dominante (n = 20).

	Razão Flexão / Extensão dominante			Razão Flexão / Extensão não-dominante			Valor de p
Homens 60°/s	81	±	6,7	81,7	±	7,4	0,520
Homens 180°/s	80,4	±	11,3	79,5	±	11	0,784
Mulheres 60°/s	79,8	±	6,8	78,7	±	8,2	0,974
Mulheres 180°/s	78,9	±	16,1	77,5	±	17,4	0,864

IC 95%: Limites com 95% de confiança para as diferenças entre o lado dominante e o não-dominante. RE: rotação lateral. RI: rotação medial.

Tabela 7. Razão entre abdutores e adutores (em %) nos atletas homens e mulheres nos lados dominante e não-dominante (n = 20).

	Razão Abdutores / Adutores dominante			Razão Abdutores / Adutores não-dominante			Valor de p
Homens 60°/s	78,1	±	8,1	78,1	±	9	0,842
Homens 180°/s	91,7	±	20,1	88,9	±	19,4	0,763
Mulheres 60°/s	93,2	±	13,1	93,1	±	14,2	0,856
Mulheres 180°/s	96,8	±	16,9	98,3	±	29,1	0,895

IC 95%: Limites com 95% de confiança para as diferenças entre o lado dominante e o não-dominante.

DISCUSSÃO

O objetivo do presente estudo foi analisar os parâmetros normativos de força e desempenho articular dos ombros de atletas de judô de alto rendimento no dinamômetro isocinético e que participem regularmente em competições profissionais de nível internacional. Conforme as publicações científicas que estudavam a dinamometria isocinética foram sendo publicadas, houve um criticismo em relação a este método de avaliação, com o argumento de que este não é um método exato para mensuração da função articular e muscular, uma vez que o movimento humano na maioria das vezes não ocorre de forma isocinética. Entretanto, é importante entender que a função do sistema músculo-esquelético é multifacetária e que tem a força como um de seus componentes. No caso dos atletas tal mensuração passa a ter ainda mais importância, visto que frequentemente estes indivíduos desenvolvem alta produção de torque, até mesmo de forma isocinética, durante suas atividades esportivas. Por isso a avaliação isocinética passa a ser uma método representativo e importante na quantificação da capacidade funcional dos atletas⁹.

Conforme já mencionado, existem inúmeras variáveis que podem ser analisadas nos testes isocinéticos dos ombros. Por outro lado, a análise e quantificação de todos eles é praticamente inviável e traria poucas informações efetivamente relevantes. Por isso os dados aqui estudados são aqueles que são mais relevantes pela literatura^{13, 14}.

Este é o primeiro estudo, até o nosso conhecimento, que avalia os dados normativos do pico de torque muscular com velocidade isocinética de

180°/s e trabalho articular (a 60°/s) de judocas profissionais masculinos e femininos. Os testes isocinéticos nas velocidades de 60°/s e 180°/s foram escolhidos como sendo melhores na detecção de déficits que podem representar fatores de risco para lesões, especialmente na análise da relação agonista / antagonista³⁵. Segundo Codine, velocidades acima de 180°/s podem ser difíceis de alcançar, mesmo para atletas profissionais³⁵.

Em um dos poucos estudos publicados sobre o tema até o momento, Ghrairi et al.³⁶ avaliaram 10 atletas do sexo masculino, todos eles competidores profissionais de judô e que faziam parte da seleção da Tunísia. Eles demonstraram que os picos de torque muscular de rotação medial e lateral (60°/s e 120°/s) foram maiores nos ombros dominantes (84 N/m versus 71N/m para rotação medial e 34,7 N/m versus 29 N/m para rotação lateral), demonstrando uma diferença de aproximadamente 15% entre os lados dominante e não-dominante. Por outro lado, o presente estudo observou que a grande maioria dos movimentos avaliados não ultrapassavam a diferença de 10% entre os lados dominante e não-dominantes, com exceção do pico de torque e trabalho articular dos rotadores externos mensurados a 60°/s nos homens e nos picos de torque de adução e rotação lateral a 60°/s, pico de torque de rotação lateral a 180°/s e trabalho articular de rotação lateral a 60°/s.

Neste estudo também foi possível observar que os atletas de judô, tanto homens quanto mulheres, apresentaram maior pico de torque muscular em seu lado dominante em quase todos os movimentos. As exceções foram para o pico de torque adutor a 180°/s e trabalho articular adutor a 60°/s ($P = 0,098$ e $P = 0,092$, respectivamente) nos homens, e no pico de torque extensor a 180°/s das atletas mulheres ($P = 0,180$). Entretanto no presente estudo os atletas

foram avaliados na velocidade de 180°/s, o que difere do trabalho de Ghrairi et al.³⁶, que avaliaram os atletas (somente do sexo masculino) a 120°/s. Além disso, no trabalho de Ghrairi et al.³⁶ o pico de torque articular não foi normalizado pelo peso corporal dos atletas avaliados, o que dificulta a comparação exata entre os resultados entre o presente estudo e o trabalho citado³⁶.

Outro dado relevante avaliado por Ghrairi et al.³⁶ foram as razões entre rotadores externos e rotadores internos nos ombros dos atletas, assim como também foi feito no presente estudo. Diversos trabalhos avaliaram as razões entre agonistas e antagonistas ipsilaterais nos ombros de diferentes populações (atletas de arremesso, indivíduos não-atletas, etc), utilizando o dinamômetro isocinético, sugerindo que razões acima ou abaixo de valores normativos podem representar importantes fatores de risco para desenvolvimento de sintomas nos ombros, atuando como um valor prognóstico^{37, 38}. Ghrairi et al.³⁶ observaram valores de razões concêntricas de rotação lateral / rotação medial a 90°/s e 180°/s de $36,3 \pm 5,2$ e $35,4 \pm 4,1$ no lado dominante dos atletas do sexo masculino, respectivamente. No lado não dominante, os valores encontrados a 90°/s e 180°/s foram de $46,8 \pm 4,9$ e $44,1 \pm 4,3$, respectivamente. Diferenças significativas foram encontradas quando as razões dominante e não dominante foram comparadas a 90°/s e 180°/s ($P = 0,000$ e $P = 0,001$, respectivamente). Dessa forma, foi possível observar na população estudada por Ghrairi et al.³⁶ que o lado dominante apresenta força de rotação medial de aproximadamente 64% maior do que a rotação lateral ipsilateral, e no lado não-dominante a força de rotação medial é de aproximadamente 54% maior que a rotação lateral ipsilateral. Dessa forma,

pode-se supor que tal déficit do lado dominante, ou seja, uma menor produção de força de rotação lateral possa ser um fator de risco para o desenvolvimento de sintomas no ombro, como a tendinopatia do manguito rotador por exemplo³⁹. Por outro lado, tal conclusão não representa necessariamente uma relação causa-efeito, visto que o déficit de força observado no lado dominante dos atletas avaliados por Ghrairi et al.³⁶ pode ser apenas um mecanismo adaptativo no lado dominante dos judocas avaliados.

Entretanto, diferentemente dos déficits de razão entre rotadores externos e internos observados por Ghrairi et al.³⁶, no presente estudo observamos que os judocas do sexo masculino demonstraram valores de razões mais elevadas mensurados a 60°/s e 180°/s de $49,4 \pm 7,2$ e $42,9 \pm 3,7$ no lado dominante, respectivamente. No lado não-dominante, observamos valores de $46,6 \pm 6,4$ e $41,6 \pm 5,1$, respectivamente a 60°/s e 180°/s. Não foi observado neste estudo diferenças significativas entre as razões agonista / antagonista entre os lados ($P = 0,524$ e $P = 0,533$, respectivamente), diferentemente dos achados previamente publicados no outro estudo citado³⁶. Além disso, observamos no presente estudo que tanto nos ombros dominantes quanto nos ombros não-dominantes, o pico de torque de rotação medial é de aproximadamente 51% a 59% maior que o pico de torque rotação lateral ipsilateral. Tal diferença quanto a razão agonista / antagonista nos ombros dominantes dos atletas avaliados neste estudo e no estudo de Ghrairi et al.³⁶ pode ser devido ao fato de não ter havido normalização pelo peso corporal no trabalho citado³⁶. Além disso, no trabalho de Ghrairi et al.³⁶ os atletas foram avaliados em velocidades diferentes deste estudo, o que pode ter influenciado na diferença observada. Além disso, as posições utilizadas para a avaliação dos atletas também foi diferente entre

os estudos, pois Ghrairi et al.³⁶ coletaram os dados na posição sentada, enquanto que no presente estudo estes dados foram mensurados com os atletas na posição de pé. Em nosso estudo, quando avaliamos esta razão nas atletas mulheres observamos razões de rotação lateral / rotação medial de $49,1 \pm 4,9$ e $44,8 \pm 3,2$ no lado dominante quando avaliadas a $60^\circ/\text{s}$ e $180^\circ/\text{s}$, respectivamente. No lado não dominante, as atletas femininas obtiveram proporções de $47,3 \pm 8,3$ e $42,8 \pm 4,7$ quando avaliadas a $60^\circ/\text{s}$ e $180^\circ/\text{s}$, respectivamente. Seguindo o mesmo padrão das avaliações masculinas, não houve diferenças significativas nas razões de rotação lateral / rotação medial, comparando o lado dominante com o lado não dominante a $60^\circ/\text{s}$ e $180^\circ/\text{s}$ ($P = 0,554$ e $P = 0,299$, respectivamente). Ainda foi possível observar que o pico de torque de rotação medial nos ombros dominantes e não-dominantes das atletas foi de aproximadamente 51% a 58% maior que o pico de torque de rotação lateral. Dessa forma, os atletas avaliados em nosso estudo apresentavam valores maiores de razão entre rotadores externos e rotadores internos.

O conhecimento sobre a produção do pico de torque e trabalho articular dos rotadores do ombro é importante quando o objetivo é a prevenção de lesões nos tendões do manguito rotador. Diversos trabalhos tem reportado que a redução da força e do equilíbrio entre agonistas e antagonistas ipsilaterais (avaliados pela razão) podem ser fatores de risco para o desenvolvimento de lesões no ombro^{37, 38, 39, 40}. Byram et al.³⁷ avaliaram atletas de beisebol, especificamente os arremessadores, e observaram que os déficits de força de rotação lateral avaliados na pré-temporada correlacionavam-se a tendinopatia e rupturas do manguito rotador ao longo da temporada de competição. Warner et al.⁴⁰ avaliaram pacientes com síndrome do impacto do ombro (tendinopatia

do manguito rotador) e instabilidade glenoumeral, comparando os resultados de força isocinética entre os grupos sintomáticos e assintomáticos. Os achados do estudo mostram que os indivíduos com o diagnóstico de tendinopatia do manguito rotador apresentava déficits significativos de rotação medial do ombro sintomático, quando comparado ao grupo assintomático. Os indivíduos avaliados com diagnóstico de instabilidade glenoumeral também apresentavam déficits significativos de trabalho articular, quando comparados ao grupo assintomático. Entretanto, o estudo conduzido por Werner et al.⁴⁰ foi feito de forma retrospectiva, ou seja, comparou indivíduos sintomáticos aos assintomáticos. Dessa forma, não foi possível avaliar a relação entre causa e efeito, uma vez que os déficits observados neste estudo⁴⁰ podem ser uma consequência dos sintomas, visto que o teste isocinético pode reproduzir a dor e, consequentemente ser observado um menor desempenho no teste.

Por outro lado Johnson et al.⁴¹ não observaram correlação entre os déficits de força dos rotadores do ombro e lesões no ombro em militares das forças especiais do exército dos Estados Unidos. O trabalho⁴¹ foi conduzido de forma prospectiva, aumentando a qualidade metodológica do estudo. Os autores concluem que não se deve generalizar os achados deste trabalho às demais populações ou atletas, uma vez que os membros superiores são expostos a atividades de sobrecarga de forma alternada, levando a uma menor adaptabilidade das estruturas músculo-tendíneas às demandas físicas. Dessa forma, na existência de algum treinamento ou demanda de maior intensidade e/ou volume de forma abrupta, os sintomas nos ombros podem surgir, independentemente da presença ou ausência de déficits de desempenho dos músculos que formam o manguito rotador. Tais achados corroboram com as

características etiológicas das principais doenças ortopédicas que acometem os ombros, onde na maioria das vezes a combinação entre fatores anatômicos, déficits de força e alta demanda física podem, em conjunto, levar aos sintomas nos ombros.

Os músculos que atuam na articulação do ombro tem importante participação na mobilidade e na estabilidade da articulação glenoumeral, proporcionando uma melhor função e movimentos mais seguros do membro superior^{38, 42, 43, 44}. O músculo grande dorsal, o infraespinhal, o redondo menor e maior e o subescapular produzem uma translação inferior da cabeça do úmero para que seja oposta a translação superior da cabeça do úmero, evitando o impacto dos tendões do manguito rotador contra o arco córaco-acromial^{38, 44}. A fraqueza ou uma ativação muscular alterada na direção da rotação lateral e/ou medial do ombro pode resultar em: (1) aumento da translação superior da cabeça do úmero, aumentando as forças de cisalhamento e compressão nos tendões do manguito rotador^{43, 44} e (2) translação anterior excessiva da cabeça umeral, resultando em maiores estresses sobre o cabo longo do bíceps braquial ou instabilidade glenoumeral anterior^{38, 45}. Por isso a avaliação da força e do desempenho dos músculos dos ombros é importante para analisar previamente a existência de eventuais déficits que podem atuar como um dos fatores de risco para o surgimento de doenças ortopédicas nos ombros.

Como já mencionado anteriormente, uma das medidas mais estudadas na literatura como medida preditiva de lesões nos ombros é a razão agonista / antagonista ipsilateral de rotação lateral e rotação medial. McMaster et al.⁴⁶ avaliaram o desempenho concêntrico nos ombros de atletas profissionais de

polo aquático no dinamômetro isocinético, encontrando valores de razão no lado dominante próximos a 57% e 52% quando avaliados a 30°/s e 180°/s, respectivamente. Os indivíduos avaliados eram saudáveis, sem sintomas nos ombros e como resultado observaram que os rotadores externos apresentam aproximadamente 43% a 48% menos força do que os rotadores internos nos atletas de polo aquático, sendo este um valor que pode ser considerado normal (equilibrado) para esta população. Em outra publicação, McMaster⁴⁷ avaliaram nadadores profissionais e observaram razões de rotação lateral / rotação medial de aproximadamente 50% e 42% em ambos os lados quando avaliado a 30°/s e 180°/s, respectivamente. Dessa forma, nessa população os rotadores externos (avaliados de forma concêntrica) produziam torque de 50% a 58% menores do que os rotadores internos ipsilaterais. Edouard et al.⁴⁸ avaliaram o desempenho dos ombros de atletas profissionais de handebol do sexo feminino também no dinamômetro isocinético e observaram razão de aproximadamente 71% no lado dominante quando avaliado a 60°/s, observando que nessa população o torque concêntrico de rotação lateral é de aproximadamente 29% menor que o torque concêntrico de rotação medial ipsilateral. Comparando tais dados aos achados do nosso estudo, podemos observar que diferentes esportes levam a adaptações específicas dos ombros dos atletas e que os dados normativos de uma modalidade esportiva não pode ser considerada normal em outra modalidade, visto que as exigências biomecânicas são diferentes. Por isso entendemos que o presente estudo é importante para que possa ser compreendido o desempenho normativo nos ombros de judocas.

Uma vez avaliados os dados de desempenho muscular do ombro dos atletas podemos também avaliar fatores que podem se correlacionar ao

desempenho durante a prática esportiva. Déficits de torque muscular e de trabalho articular podem fazer com que o atleta apresente um desempenho abaixo do desejado, comprometendo seus resultados em treinos e competições. No estudo de Olivier e Daussin³³ foram avaliadas atletas profissionais de polo aquático da seleção francesa, onde foi mensurado o pico de torque de rotação medial a 60°/s e 240°/s, sendo este um dado que correlacionou-se diretamente a velocidade de arremesso da bola dentro da piscina padrão para a prática do polo aquático. Dessa forma, déficits de força concêntrica de rotação medial do ombro podem reduzir o desempenho de arremesso da bola em direção ao gol adversário⁴⁹. De forma semelhante Alfredson et al.⁴⁸ avaliaram o pico de torque de rotação medial a 60°/s e 180°/s de jogadoras profissionais de vôlei da Suécia, e compararam a mulheres que não praticam atividade física. Obviamente foi observado que as atletas de vôlei apresentam maior torque muscular mensurado no dinamômetro isocinético, quando comparado a mulheres sedentárias, mostrando que de fato existe uma adaptação da força muscular mediante ao treinamento intensivo do vôlei. Apesar de termos mensurado no presente estudos os picos de torque e trabalho articular dos judocas não é possível precisar se existe uma correlação entre mensurações específicas no dinamômetro isocinético e o desempenho esportivo, uma vez que nenhuma medida de performance durante a luta foi mensurada.

Em nosso estudo observamos que os atletas do sexo masculino demonstraram, no lado dominante, valores de pico de torque muscular para flexão e extensão a 60°/s de $102,3 \pm 7,4$ e $126,8 \pm 11,6$, respectivamente. No lado não dominante, observamos valores de $96,7 \pm 7,7$ e $119,1 \pm 13,3$ para

flexão e extensão a 60°/s, respectivamente. Essa diferença foi de 5,8% e 6,5% para flexão e extensão a 60°/s, respectivamente ($P < 0,005$). As atletas do sexo feminino demonstraram, no lado dominante, pico de torque muscular para flexão e extensão a 60°/s valores de $72,4 \pm 8,2$ e $93,1 \pm 9,9$, respectivamente, enquanto que no lado não dominante encontramos valores de $67,6 \pm 8$ e $87,7 \pm 9,3$, respectivamente. Essa diferença foi de 7,1% e 6,1% para flexão e extensão a 60°/s, respectivamente, porém sem diferença significativa entre os lados ($P = 0,012$ no movimento de flexão e $P = 0,050$ no movimento de extensão). Tais dados observados quanto ao pico de torque de extensão nos ombros das atletas do sexo feminino são diferentes dos achados de Olivier e Daussin³³ onde foi observado valores inferiores às judocas nas atletas de polo aquático. Os valores encontrados no trabalho com atletas de polo aquático³³ foram de $72,5 \pm 12$ no lado dominante e $72 \pm 9,5$ no lado não-dominante, valores estes abaixo dos observados no presente estudo em judocas do sexo feminino.

Quando avaliamos a razão agonista / antagonista de flexão e extensão (tabela 6) observamos que atletas do sexo masculino apresentam valores no lado dominante e não-dominante de $81 \pm 6,7$ e $81,7 \pm 7,4$, respectivamente, quando avaliados a 60°/s, sem diferença significativa entre os lados ($P = 0,520$). Quando esta mesma razão é avaliada na velocidade de 180°/s os valores observados são de $80,4 \pm 11,3$ e $79,5 \pm 11$ nos lados dominante e não-dominante, respectivamente, também sem diferença significativa entre os lados ($P = 0,784$). Por outro lado, quando estes dados são comparados a razão de flexão e extensão em arremessadores (*pitchers*) no beisebol, os dados são bastante distintos. Alderink e Kuck⁵⁰ encontraram valores próximos a 50% no

lado dominante de *pitchers* profissionais assintomáticos quando avaliados a 60°/s, mostrando que a força de flexão é cerca de metade da força de extensão do ombro nesta população. No caso das atletas de judo do sexo feminino avaliados no presente estudo, observamos razões de $79,8 \pm 6,8$ e $78,7 \pm 6,2$ quando avaliadas a 60°/s nos lados dominantes e não-dominantes, respectivamente.

O presente estudo também comparou os lados dominantes com os lados não-dominantes dos ombros dos atletas, onde foram observados déficits que não superaram a diferença de 10% na maioria dos casos, com exceção do valor do pico de torque da rotação lateral e do trabalho articular a 60°/s para os homens. Os valores foram maiores no lado dominante (12,3% e 12%, respectivamente). Da mesma forma, judocas do sexo feminino demonstraram maior força de rotação lateral no lado dominante a 60°/s e 180°/s (12,6% e 10,5%, respectivamente) e também em abdução a 60°/s (10,1%). O mesmo ocorreu com o trabalho articular na rotação lateral a 60°/s (15,7%). Resultados semelhantes são mostrados em Ghrairi et al³⁶, em que eles observaram valores mais altos de pico de rotação lateral no lado dominante de judocas do sexo masculinos. Por outro lado, Drid et al⁵¹ compararam valores de torque de pico de rotação lateral e medial entre o lado dominante e o lado não dominante e não observaram diferenças nos atletas de judô europeus que competem em nível internacional.

Os resultados da razão agonista / antagonista de abdução e adução ipsilateral dos ombros dos judocas do sexo masculino (tabela 7) foram de $78,1 \pm 8,1$ no lado dominante e $78,1 \pm 9$ no lado não-dominante, sem diferenças significativas entre os lados ($P = 0,842$). Nos estudos de McMaster et al.^{46, 47} os

autores observaram valores de razão de abdução / adução próximos a 50% quando avaliados a 30°/s tanto em atletas profissionais de polo aquático quanto nadadores nos lados dominantes e não-dominantes, mostrando que nesta população os abdutores apresentam aproximadamente a metade da força de adução, diferentemente dos judocas avaliados no presente estudo onde a força de abdução é aproximadamente 22% menor que a força de adução. Essa diferença deve-se, possivelmente, as características dos esportes aquáticos onde os atletas foram avaliados, visto que no polo aquático o jogador não pode colocar os pés no fundo da piscina e, por isso, utiliza seus braços constantemente realizando movimentos de adução dos ombros contra a resistência da água, sendo exposto a um maior volume e intensidade neste movimento^{46, 47}. Por outro lado, o judo tem características bastante diferentes dos esportes aquáticos pois, da mesma forma que o atleta necessita realizar movimentos de extensão e adução ao tentar segurar o quimono do adversário, este também realiza movimentos de abdução e flexão do ombro em técnicas de imobilização no solo. Por isso é importante considerar dados normativos específicos a cada tipo de demanda do indivíduo a ser avaliado, uma vez que cada esporte representa uma demanda singular aos ombros.

Apesar da descrição dos dados normativos na população aqui estudada, a interpretação dos resultados deve ser feita com cautela, visto que existem limitações. Inicialmente o tamanho da amostra analisada de 20 atletas (10 mulheres) é pequena e foi obtida por conveniência. A explicação reside sobre os critérios de inclusão necessários para uma análise com o menor número de vieses possível. Foram avaliados somente atletas que não apresentavam sintomas nos ombros e que também nunca foram submetidos a tratamento nas

regiões anatômicas que compreendem a cintura escapular, assim como a coluna cervical. Da mesma forma, atletas que já sofreram luxações da articulação glenoumeral também foram excluídos do trabalho. Tais critérios reduziram significativamente o número da amostra, uma vez que o judô é um esporte de contato físico e de quedas constantes, levando a maior probabilidade de lesões traumáticas e/ou por sobrecarga nos ombros^{19, 20, 21, 22}. De forma não coincidente, estudos epidemiológicos mostram que as lesões nos ombros são as mais comuns durante a prática do judô²⁰. Outra limitação deste estudo foi o fato de não ter sido mensurada a mobilidade e flexibilidade da articulação glenoumeral dos atletas, o que tem sido demonstrado estar associado a condições patológicas em indivíduos não-atletas e em atletas que fazem movimento de arremesso^{37, 38, 40}, sendo que a limitação da rotação medial pode estar relacionada a síndrome do impacto do ombro^{38, 40}. Entretanto, os atletas avaliados neste estudo percorreram todos os arcos de movimentos em todos os planos no dinamômetro isocinético, não sendo encontrada limitação da mobilidade articular em qualquer atleta. Por fim, não foi possível controlar de forma minuciosa os tipos e níveis de treinamento dos atletas avaliados, o que pode ter influenciado nos dados observados. Porém, todos os atletas eram praticantes de judô a mais de 10 anos e competiam de forma profissional, fazendo com que eventuais diferenças nos treinos entre os participantes do estudo sejam pequenas, uma vez que todos os atletas estavam sobre a mesma demanda na prática do judô em treinamentos e competições oficiais.

Estes dados normativos podem ser utilizados como valores de referência em avaliações pré-participações, com o objetivo de analisar se o atleta

apresenta déficits que podem comprometer seu desempenho ou aumentar a probabilidade de lesões ao longo dos treinos e competições. Além disso, os tais dados podem ser utilizados como critério de alta para judocas que passaram por tratamento de lesões traumato-ortopédicas.

CONCLUSÃO

A partir dos dados de pico de torque e trabalho articular dos ombros dos atletas de judô avaliados, foi possível observar o padrão de comportamento dos ombros destes atletas de alto rendimento e saudáveis. Foi observado que os atletas profissionais de judô (homens e mulheres) apresentam performance no lado dominante pouco maior que no lado não-dominante, mas sem diferenças significativas. A maior diferença observada entre agonistas e antagonistas foi entre as rotações lateral e medial, onde os rotadores internos produzem aproximadamente o dobro de torque muscular em relação aos rotadores externos.

REFERÊNCIAS

1. Virgilio S. A Arte do Judo. 1st ed. Campinas: Editora Rangel; 1994.
2. IJF.org [Internet]. Lausanne: International Judo Federation; c2010-14
[updated 2016 april 16; cited 2018 november 10]. Available from:
<http://www.ijf.org>.
3. Neumann D. Kinesiology of the musculoskeletal System: foundations for physical rehabilitation. St. Louis 2002. 385 p.
4. Roach NT, Venkadesan M, Rainbow MJ, Lieberman DE. Elastic energy storage in the shoulder and the evolution of high-speed throwing in Homo. Nature. 2013;498(7455):483-6.
5. Darwin C. The descent of man, and selection in relation to sex. John Murray; 1871.
6. Kibler WB, Sciascia A, Wilkes T. Scapular dyskinesis and its relation to shoulder injury. J Am Acad Orthop Surg. 2012;20(6):364-72.
7. Reinold MM, Escamilla R, Wilk KE. Current concepts in the scientific and clinical rationale behind exercises for glenohumeral and scapulothoracic musculature. J Orthop Sports Phys Ther. 2009;39(2):105-17.
8. Sapega AA. Muscle performance evaluation in orthopaedic practice. J Bone Joint Surg Am. 1990;72(10):1562-74.
9. Dvir Z. Isokinetics: Muscle testing, interpretation and clinical applications. Edinburg 1995, 272 p.
10. Monteiro LHA. Sistemas Dinâmicos. 2 ed. São Paulo 2006. 595 p.

11. Keating JJ, Matyas TA. Unpredictable error in dynamometry measurements: a quantitative analysis of the literature. *Isokinet Exerc Sci.* 1998;7:107-22.
12. Newton M, Thow M, Sommerville D, Henderson I, Waddell G. Trunk strength testing with iso-machines. Part 2: experimental evaluation of Cybex II back testing system in normal subjects and patients with chronic low back pain. *Spine*;18(7):812-24.
13. Dvir Z. Isokinetic muscle testing: reflections on future venues. *Hong Kong Phys J.* 2000;18(2):41-6.
14. Shklar A, Dvir Z. Isokinetic strength relationships in shoulder muscles. *Clin Biomech.* 1995;10(7):369-73.
15. Niederbracht Y, Shim AL. Concentric internal and eccentric external fatigue resistance of the shoulder rotator muscles in female tennis players. *N Am J Sports Phys Ther.* 2008;3(2):89-94.
16. Codine P, Bernard PL, Pocholle M, Benaim C, Brun V. Influence of sports discipline on shoulder rotator cuff balance. *Med Sci Sports Exerc.* 1997;29(11):1400-5.
17. Berckmans K, Maenhout AG, Matthijs L, Pieters L, Castelein B, Cools AM. The isokinetic rotator cuff strength ratios in overhead athletes: Assessment and exercise effect. *Phys Ther Sport.* 2017;27:65-75.
18. Beach ML, Whitney SL, Dickoff-Hoffman S. Relationship of shoulder flexibility, strength, and endurance to shoulder pain in competitive swimmers. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1992;16(6):262-8.
19. Pocecco E, Ruedl G, Stankovic N, Sterkowicz S, Del Vecchio FB, Gutiérrez-García C, et al. Injuries in judo: a systematic literature review

- including suggestions for prevention. *Br J Sports Med*. 2013;47(18):1139-43.
- 20.** Akoto R, Lambert C, Balke M, Bouillon B, Frosch KH, Höher J. Epidemiology of injuries in judo: a cross-sectional survey of severe injuries based on time loss and reduction in sporting level. *Br J Sports Med*. 2018;52(17):1109-15.
- 21.** Čierna D, Štefanovský M, Matejová L, Lystad RP. Epidemiology of Competition Injuries in Elite European Judo Athletes: A Prospective Cohort Study. *Clin J Sport Med*. 2017.
- 22.** Souza M, Monteiro H, Del Vecchio F, Gonçalves A. Referring to judo's sports injuries in São Paulo state championship. *Science et Sports*. 2006;21(5):5.
- 23.** Cynarski, WJ, Kudlacz, M. Injuries in martial arts and combat sports – a comparative study. *Arch Budo*. 2008;4:9.
- 24.** Cools AM, Vanderstukken F, Vereecken F, Duprez M, Heyman K, Goethals N, et al. Eccentric and isometric shoulder rotator cuff strength testing using a hand-held dynamometer: reference values for overhead athletes. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2016;24:3838-47.
- 25.** Harbo T, Brincks J, Andersen H. Maximal isokinetic and isometric muscle strength of major muscle groups related to age, body mass, height, and sex in 178 healthy subjects. *Eur J Appl Physiol*. 2012;112(1):267-75.
- 26.** Yen D. Limitations of isokinetic testing to determine shoulder strength after rotator cuff repair. *Iowa Orthop J*. 2005;25:141-4.
- 27.** Souza A, de Andrade MC. Analysis of the isokinetic torque curves in shoulder movements. *Rev Bras Med Esporte*. 2012;18(2):4.

- 28.**Camargo PR, Avila MA, Alburquerque-Sendín F, Asso NA, Hashimoto LH, Salvini TF. Eccentric training for shoulder abductors improves pain, function and isokinetic performance in subjects with shoulder impingement syndrome: a case series. *Rev Bras Fisioter.* 2012;16(1):74-83.
- 29.**Camargo PR, Avila MA, Asso NA, Salvini TF. Muscle performance during isokinetic concentric and eccentric abduction in subjects with subacromial impingement syndrome. *Eur J Appl Physiol.* 2010;109(3):389-95.
- 30.**Ellenbecker TS, Davies GJ. The application of isokinetics in testing and rehabilitation of the shoulder complex. *J Athl Train.* 2000;35(3):338-50.
- 31.**Holt KL, Raper DP, Boettcher CE, Waddington GS, Drew MK. Hand-held dynamometry strength measures for internal and external rotation demonstrate superior reliability, lower minimal detectable change and higher correlation to isokinetic dynamometry than externally-fixed dynamometry of the shoulder. *Phys Ther Sport.* 2016;21:75-81.
- 32.**Horvart M, Pitetti KH, Croce R. Isokinetic torque, average power, and flexion / extension ratios in nondisabled adults and adults with mental retardation. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1997;25(6):395-9.
- 33.**Olivier N, Daussin FN. Relationships between isokinetic shoulder evaluation and fitness characteristics of elite french female water-polo players. *J Hum Kinet.* 2018;64:5-11.
- 34.**Cohen J. *Statistical power analysis for the behavioral sciences* (2nd ed.). Hillsdale, NJ: Lawrence Erlbaum Associates, Publishers, 1988, pp. xxi, 567.

- 35.**Codine P, Bernard PL, Pocholle M, Benaim C, Brun V. Influence of sports discipline on shoulder rotator cuff balance. *Med Sci Sports Exerc.*1997;29(11):1400-5.
- 36.**Ghraiiri M, Hammouda O, Malliaropoulos N. Muscular strength profile in Tunisian male national judô team. *Muscle Ligaments Tendons J.* 2014;4(2):149-53.
- 37.**Byram IR, Bushnell BD, Dugger K, Charron K, Harrell FE Jr, Noonan TJ. Preseason shoulder strength measurements in professional baseball pitchers: identifying players at risk for injury. *Am J Sports Med.* 2010;38(7):1375-1382.
- 38.**Wang HK, Cochrane T. Mobility impairment, muscle imbalance, muscle weakness, scapular asymmetry and shoulder injury in elite volleyball athletes. *J Sports Med Phys Fitness.* 2001;41(3):403-410.
- 39.**Marcondes FB, Rosa SG, Vasconcelos RAD, Basta A, Freitas DG, Fukuda TY. Rotator cuff strength in subjects with shoulder impingement syndrome compared with the asymptomatic side. *Acta Ortop Brasil.* 2011;19:333-337.
- 40.**Warner JJ, Micheli LJ, Arslanian LE, Kennedy J, Kennedy R. Patterns of flexibility, laxity, and strength in normal shoulders and shoulder with instability and impingement. *Am J Sports Med.* 1990;18(4):366-375.
- 41.**Johnson CD, Nijst BKJ, Eagle SR, Kessels MWM, Lovalekar MT, Krajewski KT, Flanagan SD, Nindl BC, Connaboy C.Evaluation of shoulder strength and kinematics as risk factors for shoulder injury in United states special forces personnel. *Orthop J Sports Med.* 2019;7(3): 2325967119831272.

- 42.**Kibler WB, Ludewig PM, McClure PW, Michener LA, Bak K, Sciascia AD.
Clinical implications of scapular dyskinesis in shoulder injury: the 2013
consensus statement from the “Scapular Summit”. *Br J Sports Med*.
2013;47(14):877-885.
- 43.**Michener LA, McClure PW, Karduna AR. Anatomical and biomechanical
mechanisms of subacromial impingement syndrome. *Clin Biomech*
(Bristol, Avon). 2003;18(5):369-379.
- 44.**Sharkey NA, Marder RA. The rotator cuff opposes superior translation of
the humeral head. *Am J Sports Med*. 1995;23(3):270-275.
- 45.**Cain PR, Mutchler TA, Fu FH, Lee SK. Anterior instability of the gleno-
humeral joint: a dynamics model. *Am J Sports Med*. 1987;15(2):144-148.
- 46.**Mc Master WC, Long SC, Caiozzo VJ. Isokinetic torque imbalances in
rotator cuff of elite water polo players. *Am J Sports Med*. 1991;19(1):72-
75.
- 47.**Olivier N, Daussin FN. Relationship between isokinetic shoulder
evaluation and fitness characteristics of elite french female water-polo
players. *J Hum Kinet*. 2018;64:5-11.
- 48.**Mc Master WC, Long SC, Caiozzo VJ. Torque changes in swimming
athletes. *Am J Sports Med*. 1992;20(3):323-7.
- 49.**Edouard P, Degache F, Oullion R, et al. Shoulder strength imbalances as
injury risk in handball. *Int J Sports Med*. 2013;34(7):654-60.
- 50.**Alfredson H, Pietila T, Lorentzon R. Concentric and eccentric shoulder
and elbow muscle strength in female volleyball players and non-active
females. *Scand J Med Sci Sports*. 1998;8(5pt1):265-70.
- 51.**Alderink GJ, Kuck DJ. Isokinetic shoulder strength of high school and
college-aged pitchers. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1986;7(4):163-72.

- 51.** Drid P, Casals C, Mekic A, Radjo I, Stojanovic M, Ostojic SM. Fitness and anthropometric profiles of international vs. national judo medalists in half-heavyweight category. *J Strength Cond Res.* 2015;29(8):2115-21.

ANEXOS

1. Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa da UNICAMP

COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DA UNICAMP - CAMPUS CAMPINAS



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Avaliação de força do manguito rotador de judocas competidores: criação de dados normativos.

Pesquisador: Freddy Beretta Marcondes

Área Temática:

Versão: 3

CAAE: 35516914.7.0000.5404

Instituição Proponente: IWM WELLNESS E FISIOTERAPIA LTDA

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 1.258.392

Apresentação do Projeto:

O projeto está bem fundamentado e justifica a necessidade de avaliação de humanos nos parâmetros desejado, a saber: A articulação do ombro. Segundo os autores esta articulação é a de maior mobilidade do corpo humano, permitindo movimentos tridimensionais de todo o membro superior. Devido à sua estrutura anatômica a estabilidade do ombro é dependente de estruturas ativas (músculos) e passivas (cápsula, ligamentos). A mecânica desta articulação é amplamente estudada em atletas. Até o momento, no entanto, não existe qualquer trabalho que mostre os dados normativos quanto a força de rotação interna e externa do ombro em judocas. O projeto propõe realizar um estudo transversal, com o objetivo de analisar o padrão de força muscular dos ombros de judocas assintomáticos. Serão convidados atletas faixa preta que participam dos campeonatos promovidos pela Federação Paulista de Judô e que participam regularmente das competições no estado de São Paulo. Os atletas recrutados para o estudo deverão ter treinamento semanal de judô de no mínimo 10 horas, além das competições. Os atletas escolhidos serão somente aqueles que estão na Divisão Especial, nas classes Júnior (Sub-21) e Sênior (21 e acima), do sexo masculino, nas categorias Ligeiro (entre 55kg e 60kg), Meio-leve (entre 60kg e 66kg), Leve (entre 66kg e 73kg), Meio-médio (entre 73kg e 81kg), Médio (entre 81kg e 90kg), Meio-pesado (entre 90kg e 100kg) e Pesado (mais de 100kg).

Endereço: Rua Tessália Vieira de Camargo, 126

Bairro: Barão Geraldo

CEP: 13.083-887

UF: SP

Município: CAMPINAS

Telefone: (19)3521-8936

Fax: (19)3521-7187

E-mail: cep@fcm.unicamp.br

**COMITÊ DE ÉTICA EM
PESQUISA DA UNICAMP -
CAMPUS CAMPINAS**



Continuação do Parecer: 1.258.392

Objetivo da Pesquisa:

Observar qual o parâmetro normativo de força de rotação externa, interna e elevação dos ombros de judocas faixa preta e competidores, avaliados no dinamômetro isométrico e isocinético.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Após o teste o voluntário poderá sentir fadiga da musculatura do ombro e talvez leve dor muscular tardia após o teste. Entretanto, visto que o voluntário é um atleta habituado ao esforço durante os treinamentos, a chance disso acontecer é mínima. Não haverá maiores problemas para sua saúde.

Benefícios:

Como benefício, você conhecerá qual a condição de função dos seus ombros e se existe algum desequilíbrio da musculatura dos seus ombros. Esta informação pode ser utilizada durante seu treinamento para melhora de sua performance, uma vez que na existência de déficits de força, é possível corrigi-los com treinamento específico.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Pesquisa que justifica o uso de voluntários.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

TCLE adequado

Folha de rosto assinada

PB corretamente preenchida

Recomendações:

O cronograma na PB foi corrigido conforme solicitado.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Projeto aprovado.

Considerações Finais a critério do CEP:

- O sujeito de pesquisa deve receber uma via do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, na íntegra, por ele assinado.

- O sujeito da pesquisa tem a liberdade de recusar-se a participar ou de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuízo ao seu cuidado.

Endereço: Rua Tessália Vieira de Camargo, 126

Bairro: Barão Geraldo

CEP: 13.083-887

UF: SP

Município: CAMPINAS

Telefone: (19)3521-8936

Fax: (19)3521-7187

E-mail: cep@fcm.unicamp.br

COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DA UNICAMP - CAMPUS CAMPINAS



Continuação do Parecer: 1.258.392

- O pesquisador deve desenvolver a pesquisa conforme delineada no protocolo aprovado. Se o pesquisador considerar a descontinuação do estudo, esta deve ser justificada e somente ser realizada após análise das razões da descontinuidade pelo CEP que o aprovou. O pesquisador deve aguardar o parecer do CEP quanto à descontinuação, exceto quando perceber risco ou dano não previsto ao sujeito participante ou quando constatar a superioridade de uma estratégia diagnóstica ou terapêutica oferecida a um dos grupos da pesquisa, isto é, somente em caso de necessidade de ação imediata com intuito de proteger os participantes.

- O CEP deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo. É papel do pesquisador assegurar medidas imediatas adequadas frente a evento adverso grave ocorrido (mesmo que tenha sido em outro centro) e enviar notificação ao CEP e à Agência Nacional de Vigilância Sanitária – ANVISA – junto com seu posicionamento.

- Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas. Em caso de projetos do Grupo I ou II apresentados anteriormente à ANVISA, o pesquisador ou patrocinador deve enviá-las também à mesma, junto com o parecer aprovatório do CEP, para serem juntadas ao protocolo inicial.

- Relatórios parciais e final devem ser apresentados ao CEP, inicialmente seis meses após a data deste parecer de aprovação e ao término do estudo.

- Lembramos que segundo a Resolução 466/2012, item XI.2 letra e, "cabe ao pesquisador apresentar dados solicitados pelo CEP ou pela CONEP a qualquer momento".

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_P ROJETO_282545.pdf	28/09/2015 18:42:31		Aceito
Outros	Carta_resposta.pdf	28/09/2015 18:42:09	Freddy Beretta Marcondes	Aceito

Endereço: Rua Tessália Vieira de Camargo, 126
 Bairro: Barão Geraldo CEP: 13.083-887
 UF: SP Município: CAMPINAS
 Telefone: (19)3521-8936 Fax: (19)3521-7187 E-mail: cep@fcm.unicamp.br

**COMITÊ DE ÉTICA EM
PESQUISA DA UNICAMP -
CAMPUS CAMPINAS**



Continuação do Parecer: 1.258.392

Declaração de Instituição e Infraestrutura	Autorizacao.pdf	27/08/2015 10:42:01	Freddy Beretta Marcondes	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_detalhado.pdf	27/08/2015 10:40:01	Freddy Beretta Marcondes	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TERMO_DE_CONSENTIMENTO.pdf	27/08/2015 10:39:29	Freddy Beretta Marcondes	Aceito
Folha de Rosto	Folha_de_rosto_Freddy_Beretta_Marcondes.pdf	27/08/2015 10:37:33	Freddy Beretta Marcondes	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

CAMPINAS, 05 de Outubro de 2015

Assinado por:

**Renata Maria dos Santos Celeghini
(Coordenador)**

2. E-mail de aceite do artigo para publicação

De: actaortopedicabrasileira <actaortopedicabrasileira@uol.com.br>

Data: 16 de maio de 2019 14:16:24 BRT

Para: berettafisio@yahoo.com.br

Assunto: Artigo Aceito para Publicação - Revista Acta Ortopédica Brasileira

Prezado(a) Doutor(a) Freddy Beretta Marcondes,

Informamos a V.Sa. que o manuscrito "Shoulder isokinetic performance in healthy elite judo athletes: normative data" foi aprovado para publicação na Revista Acta Ortopédica Brasileira.

Enviaremos as adequações de forma e informações posteriormente para sua apreciação e orientações sobre processo de pagamento da taxa de publicação.

Agradecemos sua colaboração e se for de seu interesse, para consulta ao seu artigo após a publicação, acesse no site da SciELO www.scielo.br/aob ou www.actaortopedica.com.br.

Colocamo-nos à disposição para suas observações.

Atenciosamente,

Ana Carolina de Assis

Atha Comunicação e Editora

Tel. (11) 5087 9502 / 5579 5308

Arthur Tadeu de Assis

Atha Comunicação e Editora