

Análise biomecânica do crucifixo nas Argolas

Biomechanical Analysis of Iron Cross on Rings

Carrara P, Mochiguelki L: Análise Biomecânica do Crucifixo nas Argolas. *R. bras. Ci e Mov.* 2008; 16(2): 83-91.

RESUMO: Este estudo teve por objetivo analisar por meio da biomecânica: i) o elemento estático denominado crucifixo, nos Exercícios de Argolas na Ginástica Artística Masculina; ii) as diferenças mecânicas entre os aparelhos utilizados em competição e em treino. Foi elaborado em Matlab um modelo biomecânico da interação aparelho – ginasta durante o elemento, a partir de funções trigonométricas das medidas dos mesmos. Por análise vetorial foram quantificadas as forças resultantes existentes em situações estáticas do crucifixo em diferentes aparelhos. Os diferentes aparelhos foram analisados a fim de verificar se tais métodos contribuem para diminuir a carga mecânica na articulação do ombro. Os valores de forças dos aparelhos utilizados no treino e nas Argolas de competição foram comparados. Foi observado que somente em determinadas situações foram encontrados valores de forças similares entre os aparelhos existentes no treino e os existentes em Argolas de competição. A modificação de parâmetros (comprimento dos cabos das Argolas, mudança no ponto de apoio do antebraço) implica em variações na força horizontal e de tensão do cabo. Estas forças acarretam na mudança de estabilidade das Argolas e incidem na execução – facilitada ou dificultada – do crucifixo. As forças resultantes na articulação do ombro podem ser diferentes das encontradas nas Argolas de competição, implicando cargas maiores ou diferentes das esperadas. Portanto os aparelhos utilizados no treinamento têm implicações diversas na articulação do ombro, as quais podem ser contrárias aos objetivos propostos pelos técnicos. É necessária orientação sobre a utilização mais cuidadosa dos aparelhos auxiliares.

PALAVRAS-CHAVE: Ombro; Ginástica Artística Masculina; Modelo.

Carrara P, Mochiguelki L: Biomechanical Analysis of Iron Cross on Ring. *R. bras. Ci e Mov.* 2008; 16(2): 83-91.

ABSTRACT: This paper has as objective to do a biomechanical analyze of: i) the static element named iron cross, in Rings exercise of Males Artistic Gymnastics; ii) the mechanical differences between apparatuses utilized in competition and in training. A biomechanical model of the interaction between apparatus and gymnast during the element was structured in Matlab, with trigonometric functions from their measures. By vector analysis the iron cross resultant forces were quantified in different devices. Different apparatuses were analyzed to verify if such methods contribute to low the mechanical load in shoulder joint.

The forces values from training devices and competition Rings had been compared. It was observed that only in determined situations had been found forces values similar between training devices and competition Rings. The modification of parameters (length of Rings cables, change in forearm support point) implies variations in the horizontal and cable tension forces. These forces cause changes in Rings stability and it influences in the execution - easier or harder - of iron cross. The resultant forces in shoulder joint can be different of that found in competition Rings, implying bigger or different loads from that expected ones. Therefore, apparatuses utilized in training have diverse implications in shoulder joint, which can be contrary to the coach's objectives. It is necessary orientation to a more careful use of auxiliary devices.

KEYWORDS: Shoulder joint, Gymnastics, Model.

Paulo Carrara^{1,2}

Luis Mochiguelki^{1,3}

- ¹ Laboratório de Biomecânica; EEFUEUSP
- ² Faculdade de Desporto Universidade do Porto, Portugal
- ³ Escola de artes, ciências e humanidades

Recebimento: 11/11/2007

Aceite: 01/03/2008

Correspondência: Paulo Carrara – EEFUEUSP – paulocarrara@gmail.com

Introdução

Na Ginástica Artística, a performance é avaliada pela habilidade em executar um conjunto não trivial de movimentos, como saltos, equilíbrios e giros, da forma mais precisa e harmoniosa possível. O tamanho do desafio para realizar tais habilidades motoras é determinado pelo valor que um movimento tem no código de pontuação (CP). Os movimentos realizados são classificados como elementos e divididos em seis níveis de dificuldade (de A até F, em ordem crescente de dificuldade), e quanto

maior a dificuldade do movimento, maior é o seu valor e mais alta a pontuação que o ginasta pode atingir em uma competição.¹⁰ Tradicionalmente a Federação Internacional de Ginástica (FIG) altera o CP da Ginástica Artística Masculina (GAM) logo após os Jogos Olímpicos. As mudanças que ocorrem no CP a cada quatro anos incluem novos movimentos e a mudança do nível de complexidade dos elementos já existentes no CP. Por exemplo, nos Exercícios de Argolas (EA) o valor de dificuldade do crucifixo (figura 1) foi diminuído de valor C para B.⁹

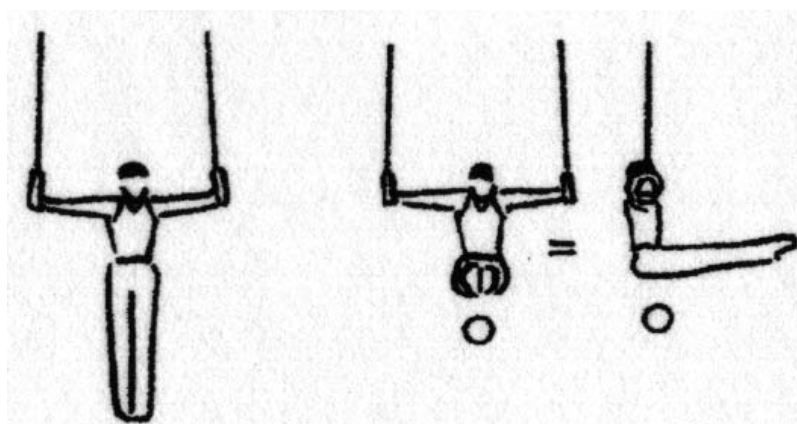


Figura 1 Qualquer crucifixo (2 segundos)

Na GAM, os elementos estáticos, como o crucifixo, devem ser mantidos por no mínimo 2 segundos para não sofrer qualquer penalização. Em especial, a posição correta do crucifixo deve apresentar o cotovelo estendido e o ombro perpendicular ao tronco no plano frontal.¹⁰

As mudanças do CP e a competitividade crescente na modalidade induzem a necessidade de modificar o treinamento para aprimorar a técnica e incorporar cada vez mais nos EA capacidades físicas como a força.¹

Para o treinamento do crucifixo é possível utilizar o auxílio manual do treinador e/ou aparelhos auxiliares como o herdos, cintos e roldanas para auxiliar o ginasta durante a execução do crucifixo nas Argolas.^{1,4} É necessário que o treinador esteja posicionado ao lado do ginasta para conseguir auxiliá-lo adequadamente. Para isto, muitas vezes são utilizados aparelhos de treino, que têm o comprimento dos cabos das argolas alterado.

Com o uso do herdos o padrão da atividade muscular é modificado, provavelmente devido à posição anatômica dos antebraços não ser idêntica à posição dos mesmos nas Argolas,^{2, 3} contrariando o princípio da especificidade do treinamento. Ao comparar a execução do crucifixo nas Argolas e no herdos (figura 2) verificou-se que a atividade muscular foi menor para maioria dos grupos musculares estudados no herdos, enquanto o redondo maior apresentou atividade muscular similar e o grande dorsal apresentou menor contribuição no elemento, indicando diferentes ações musculares entre os dois métodos.² Com a redução da atividade muscular, sugere-se a menor sobrecarga mecânica nos membros superiores. Contudo, não existem resultados que indiquem ou quantifiquem tal redução da sobrecarga mecânica.

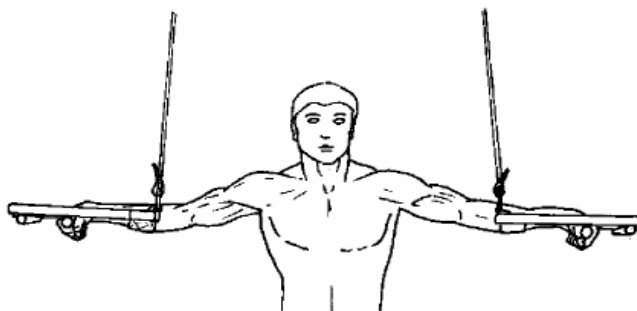


Figura 2 Herdos

Um benefício da redução da sobrecarga mecânica é a facilitação para a execução do movimento. A execução facilitada permite maior número de repetições, ou seja, aumento do volume de treinamento do elemento.¹ Porém se a solicitação mecânica e coordenação muscular não corresponderem às condições encontradas em competição, poderá haver sobrecargas indesejadas na articulação do ombro, como também influência no treino do elemento.

Desta forma, este trabalho tem como objetivo i) quantificar as forças existentes durante a realização do elemento estático denominado crucifixo; ii) verificar se entre as argolas de competição e os aparelhos de treino há diminuição da carga mecânica na articulação do ombro. Esta comparação foi feita por meio de um modelo biomecânico e os níveis de força foram determinados por meio de simulação computacional.

Material e método

Amostra

Para elaborar o modelo biomecânico foram utilizadas as medidas oficiais das argolas de competição utilizadas pela FIG. Do ponto fixo onde está o cabo de aço, passando por uma junção em couro, até as argolas onde o ginasta se apoia, há 3 metros de comprimento, e 50 centímetros

de distância entre os pontos fixos dos dois cabos.⁹

Para efeito de comparação foram considerados os seguintes aparelhos mais utilizados em treino: i) o Herdos com tamanho de 20 centímetros das mãos ao ponto de apoio no antebraço; ii) as argolas com comprimento de cabos alterado.

Modelo biomecânico

Todas as simulações foram feitas por meio de rotinas elaboradas pelos autores no Matlab 6.5 (Mathworks, Inc), e estão disponíveis para consulta. A partir das medidas oficiais das Argolas de competição⁹, foram realizadas algumas funções trigonométricas. Primeiro foi verificada a posição angular dos cabos durante a execução do crucifixo em função do comprimento dos MMSS, delimitado entre 0 e 1 metro, e em função do comprimento dos cabos, delimitado entre 1 e 5 metros. Foi considerado que a distância entre os ombros do ginasta é de 50 centímetros.

Por fim, foi calculada por análise vetorial a força de tração do cabo (F_c) e sua componente horizontal, a força horizontal (F_{ch}) em função de cada posição angular dos cabos, para um peso corporal (PC) normalizado. A componente vertical da F_c não é alterada, é determinada pela força gravitacional.⁵

Análise dos dados

A partir dos valores obtidos no modelo, para os diferentes comprimentos de MMSS e de cabos, foi calculada a relação entre F_{ch} e F_c , obtendo-se valores Porcentuais. Para estes valores calculados foi utilizada estatística descritiva a fim de fazer comparações.

Resultados

São apresentados os valores de F_c (Figura 3) e F_{ch} (Figura 4) em PC obtidos pela variação do comprimento dos MMSS e ângulo de execução do crucifixo em cabos com comprimento de 3 metros, os mesmos utilizados em competição.

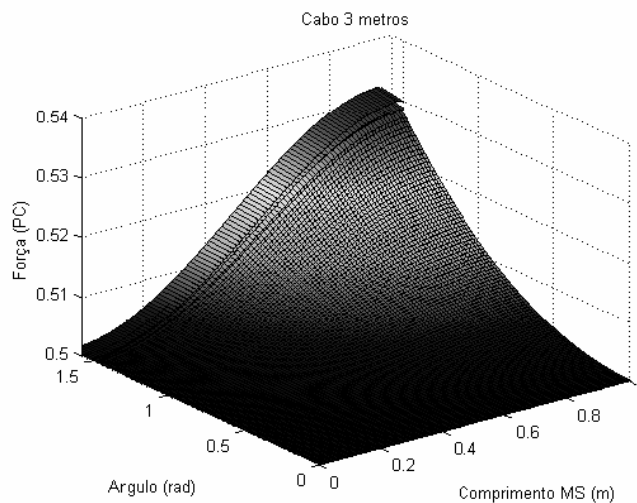


Figura 3 Força Tração (F_c) no Cabo de competição

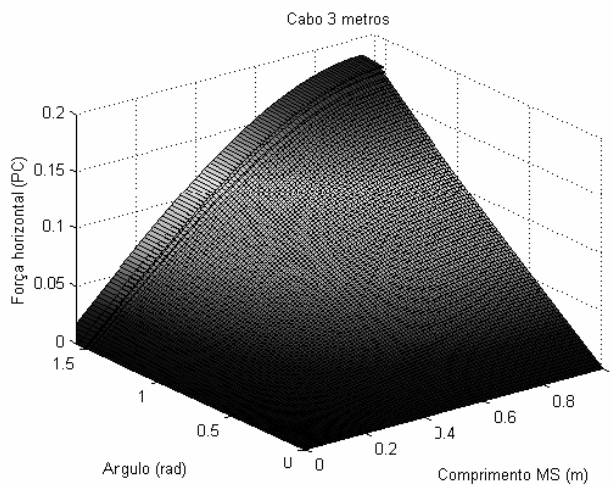


Figura 4 Força horizontal (F_{ch}) em cabo de competição

No cabo de competição, foi observada a diminuição na F_c e F_{ch} de acordo com o menor tamanho de MMSS. A F_c tem menor variação se comparada a F_{ch} . Entre MMSS de 60 e 40cm a diferença de F_c é em torno

de 1%, enquanto a diferença de F_{ch} é em torno de 34% (Tabela 1). É possível verificar as variações para outros comprimentos de MMSS do ginasta e diferentes comprimentos do cabo na Tabela 1.

Tabela 1 Força de tração no cabo (F_c) e sua componente horizontal (F_{ch}) em função do tamanho de MMSS e comprimento de cabos

MMSS (cm)	Força (PC)									
	Comprimento de cabo (m)									
	1		2		3		4		5	
	F_c	F_{ch}	F_c	F_{ch}	F_c	F_{ch}	F_c	F_{ch}	F_c	F_{ch}
20	0,510	0,102	0,502	0,050	0,501	0,033	0,500	0,025	0,500	0,020
40	0,545	0,218	0,510	0,102	0,504	0,067	0,502	0,050	0,501	0,040
60	0,625	0,375	0,524	0,157	0,51	0,102	0,505	0,075	0,503	0,060
80	0,833	0,666	0,545	0,218	0,518	0,138	0,51	0,102	0,506	0,081
100	43,74	43,74	0,577	0,288	0,530	0,176	0,516	0,129	0,510	0,102

A Tabela 2 mostra a relação entre F_{ch} e F_c para diferentes tamanhos de braços e comprimentos de cabos em crucifixos realizados em posição correta.

É possível observar em cada coluna que com o mesmo comprimento de cabo, o aumento do tamanho dos MMSS incide em aumento na relação F_{ch}/F_c . Em cada linha, para os mesmos tamanhos de MMSS, o aumento no comprimento dos cabos ocasiona a diminuição na relação F_{ch}/F_c .

Para o ginasta com comprimento de MS de 60cm o valor da relação F_{ch}/F_c equivale a 20% para cabo de competição de 3m e 11.9% para cabo de treino de 5m. Para o ginasta com comprimento de MS de 80cm o valor da relação F_{ch}/F_c equivale a 26.6% para cabo de competição de 3m e 40% para cabo de treino de 2m.

Tabela 2 Relação F_{ch}/F_c (%) em função do tamanho de MMSS e comprimento de cabos

MMSS (cm)	Relação F_{ch}/F_c (%)				
	Comprimento de cabo (m)				
	1	2	3	4	5
20	20	9.9	6.6	5	4
30	30	15	10	7.5	6
40	40	20	13.3	9.9	7.9
50	50	25	16.6	12.5	10
60	60	29.9	20	14.8	11.9
70	70	35	23.3	17.5	14
80	79.9	40	26.6	20	16
90	89.9	45	30	22.5	18
100	100	49.9	33.2	25	20

Discussão

O estudo do sistema de alavancas descreve a relação entre a força necessária e o comprimento dos membros: quanto mais compridos, requer mais força muscular ($Torque = Fd$). MMSS curtos significam braços de resistência mais curtos e o torque produzido por um ginasta com membros curtos é menor para se manter no crucifixo do que outro com braços mais longos.⁵

Por outro lado, foi calculado menor valor de relação F_c/F_{ch} para tamanhos menores de MMSS (tabela 2). A variação que ocorre na F_{ch} influi na estabilidade das Argolas, portanto no controle do elemento, de modo que menor F_{ch} representa menor controle, o que exige maior esforço ao ginasta de MMSS mais curtos durante a execução do crucifixo. Quanto maior o comprimento dos MMSS, maior o torque necessário para ser mantida a posição, mas também maior a contribuição da F_{ch} sobre a F_c (relação F_{ch}/F_c), o que caracteriza o suposto aumento na estabilidade nas Argolas e maior controle do crucifixo.

Em Argolas com cabo de competição a F_{ch} corresponde a 20% da F_c em ginasta com MMSS de 60 cm, enquanto em ginasta com MMSS de 80 cm, a F_{ch} corresponde a 26.7 % da F_c (33% a mais). Os mesmos princípios são verificados também quando são utilizados menores comprimentos de cabo (Tabela 2).

A relação entre F_{ch} / F_c observada pode influir no controle articular e na coordenação do elemento. É possível observar (tabela 2) que a relação F_{ch} / F_c se mantém equivalente ou próxima para algumas medidas, como por exemplo: 20% para MMSS de 60cm em cabo de competição (3m) como também para MMSS de 40cm em cabos de 2m. Tal situação pode ocorrer se no treino o mesmo ginasta fizer o uso simultaneamente de cabos menores e do herdos.

No estudo de Bernasconi et al.² com cabos de competição, o uso do herdos de 20 cm causa a redução do comprimento do braço de apoio, o que muda a angulação dos cabos, significando matematicamente a diminuição dos MMSS em 20cm. Em seus resultados, atribui diferenças na coordenação muscular devido à posição anatômica diferenciada com o uso do herdos, porém, não faz referências à modificação do ponto de apoio devido ao tamanho do herdos, nem define o tamanho dos MMSS estudados. O uso do herdos por um ginasta com comprimento de MMSS de 80cm reduz em 25% a relação F_{ch} / F_c , o que pode ter influenciado na mudança de coordenação observada no crucifixo com o uso do herdos.

Portanto se o objetivo inicial for a diminuição da carga mecânica com a utilização do herdos, seria necessário adequar o tamanho dos cabos com a diminuição da medida do braço de resistência, assim os valores de F_{ch} / F_c continuariam próximos aos encontrados nas Argolas em condições de competição.

Se a construção do herdos condicionar a rotação interna dos MMSS para o apoio adequado do antebraço, ocorrerá maior coativação muscular com a rotação interna do ombro na mesma direção⁸. Além disso, esta posição articular requer cuidados, pois de acordo com Yanai et al.²⁰ para ombros assintomáticos, os movimentos que induzem a lesão da estrutura subacromial não são a simples abdução do braço, mas a abdução do braço com uma rotação interna acentuada.

A estabilidade funcional da articulação do ombro resulta da interação entre estruturas estabilizadoras estáticas (cápsulo-ligamentares) e dinâmicas (músculo-esqueléticas), e esta interação é mediada pelo sistema sensoriomotor.¹² Os músculos

do ombro podem ser os estabilizadores preliminares da junção gleno-umeral durante movimentos de meia amplitude, onde as estruturas cápsulo-ligamentares estão frouxas¹¹, pois durante a abdução e adução, a mudança da posição da cabeça umeral causa significativo aumento fisiológico da largura do espaço subacromial sob ângulos entre 90° e 120° de elevação⁷. Assim, a estabilidade durante a abdução ocorre principalmente devido à compressão dinâmica da articulação, porque os ligamentos gleno-umerais estão relativamente frouxos.¹⁸

Uma das formas de estabilização articular do ombro durante a posição de abdução horizontal é a compressão capsular.¹¹ A F_{ch} pode contribuir com os músculos neste processo de estabilização. Com o uso do herdos, é alterado o ponto de apoio e diminuída a tração do cabo (F_c) e a F_{ch} . O momento articular é diminuído e o elemento facilitado, por outro lado o aparelho auxiliar reduz a contribuição das Argolas à estabilidade articular.

Os valores apresentados com cabo de 5m, referem-se ao utilizado para o auxílio manual dos técnicos. Esta modificação tem por objetivo diminuir a intensidade do treino, como também melhorar a técnica, ao executar o crucifixo com auxílio, na correta posição angular. Entretanto, quando o comprimento dos cabos é aumentado de 3 para 5m, verifica-se em MMSS de 40cm a diminuição na relação F_{ch} / F_c de 13% para 8% (redução de 61%), e para MMSS de 1m diminuição de 33% para 20% (redução de 60%), o que dificulta o controle dos cabos na posição.

Se estiver disponível outro aparelho para o auxílio manual, onde o comprimento dos cabos for menor do que de Argolas de competição, o aumento da relação entre F_{ch} / F_c , facilitaria o controle e diminuiria a carga mecânica no crucifixo. Assim, também facilitaria o auxílio do técnico, com uma execução mais controlada do elemento, com menor desvio angular e possibilidade de manter por maior tempo a posição do crucifixo, facilitando quaisquer correções posturais.¹

Os ginastas apresentam uma escala maior de movimentos passivos em todas as articulações, a qual foi em parte herdada ou adquirida, havendo uma diferença grande

entre suas escalas ativas e passivas, o que faz parecer que suas articulações são instáveis.⁶

Na posição de abdução do MMSS em 90°, a articulação do ombro sofre consequências nas estruturas estáticas, das quais as mais citadas na literatura são alargamento da cavidade gleno-umeral,^{7,11,18} deslocamento antero-posterior e infero-superior da cabeça do humero.^{15,16} Na estrutura dinâmica, há indícios de que em posição de abdução, os músculos bíceps e redondo maior são os maiores responsáveis pela estabilidade gleno-umeral,^{17,18} enquanto a estabilidade no ombro é fornecida principalmente pelas ações do manguito rotador e do bíceps, com o efeito de compressão do úmero na cavidade glenóide.^{11,15}

O manguito rotador é o grupo muscular formado pelos músculos: subescapular, supraespinhal, infraespinhal e redondo menor, os quais agem como um mecanismo de controle dinâmico na cabeça umeral,¹³ enquanto o tendão da cabeça longa do bíceps braquial tem papel estabilizador da cabeça umeral na fossa glenóide durante a abdução do ombro no plano escapular.¹⁷

Na articulação do ombro, a F_{ch} tem o efeito auxiliar de compressão do humero na cavidade glenóide. Este efeito ocorre primeiramente por mecanismos ativos – pela ação dos músculos do manguito rotador funcionando como compressores comuns, que têm um papel significativo em fornecer estabilidade à junção gleno-umeral.¹⁸ Maiores valores de F_{ch} podem contribuir com os músculos estabilizadores dinâmicos na função de compressão do humero em sua cavidade, o que proporciona maior estabilidade da articulação do ombro quando os estabilizadores passivos estão frouxos, enquanto menores valores de F_{ch} podem acarretar maior solicitação mecânica à articulação.

O treino do elemento não pode ser conduzido por um trabalho de preparação muscular desequilibrado, pois especialmente em posições de meia amplitude de abdução, como no crucifixo, as forças musculares do ombro que são geralmente poderosos estabilizadores da junção gleno-umeral também podem contribuir com sua instabilidade e deslocamento.¹¹ Apesar de seus ligamentos parecerem normais, muitos atletas têm instabilidade multidirecional no

ombro, e necessitam de fortalecimento dos estabilizadores dinâmicos, principalmente o manguito rotador.¹⁹

Os estabilizadores musculares que sofrem um único evento traumático ou uma série de micro traumas repetidos resultam em perda na precisão do centro de rotação da articulação, ou instabilidade, que tem direção dependente das estruturas lesionadas.¹⁵ Após a lesão articular ou fadiga, foi demonstrado¹² que há deficits proprioceptivos e controle neuromuscular alterado, o qual é vital para a estabilidade articular e padrões coordenados de movimento. Esse controle de movimento é importante sobretudo ao considerar que as Argolas são móveis em todas as direções.

Nos sistemas de avaliação utilizados para testes de força máxima no crucifixo⁴,¹⁴ não há referências sobre o tamanho dos cabos utilizados ou se os mesmos têm medida equivalente aos encontrados em competição, o que seria mais adequado aos objetivos específicos propostos.

Conclusão

Foi observado que entre os métodos de treino utilizados, somente em determinadas situações de treino são encontrados valores similares na relação de forças (F_{ch}/F_c) comparadas às existentes em Argolas de competição. A modificação de parâmetros (comprimento dos cabos das Argolas, mudança no ponto de apoio do antebraço) implica variações na força horizontal e de tensão do cabo. Estas forças acarretam na mudança de estabilidade das Argolas e incidem na execução – facilitada ou dificultada – do crucifixo.

As forças necessárias para o ginasta realizar o crucifixo em Argolas modificadas para o treino podem ser diferentes das encontradas nas Argolas em competição, implicando cargas diferentes das esperadas em grupos musculares como o manguito rotador e o e redondo maior, responsáveis pela estabilidade da articulação durante o crucifixo. Portanto os métodos utilizados no treino podem ser contrários aos objetivos iniciais propostos pelos técnicos.

A partir das características encontradas nos métodos de treino, é necessária orientação sobre a utilização mais cuidadosa dos aparelhos auxiliares, considerando a

variação do comprimento dos cabos das Argolas e o tamanho dos MMSS dos ginastas, a fim de não distanciar a relação entre F_c e F_{ch} calculados para Argolas de competição. O comportamento fisiológico da articulação do ombro durante a execução do crucifixo requer atenção dos técnicos quanto à preparação física equilibrada de seus grupos musculares, sobretudo dos responsáveis pela sua estabilidade, como o bíceps braquial, manguito rotador e redondo maior.

Outros estudos são necessários para quantificar cargas específicas, características

antropométricas e condição física do ginasta em situações dinâmicas afim de melhor manipular as cargas de treino e contribuir com o planejamento mais consistente do treino do crucifixo nas Argolas. Estudos futuros com a análise da atividade muscular em diferentes situações de treino do crucifixo podem elucidar as implicações do uso de aparelhos auxiliares nos grupos musculares e na coordenação da articulação do ombro. São necessários estudos de atividade muscular em diferentes aparelhos a fim de verificar se a coordenação no elemento é comparável aos valores calculados.

Referências bibliográficas

- 1 Arkaev L, Suchilin N. **How to Create Champions**. Oxford: Meyer & Meyer Sport, 2004.
- 2 Bernasconi S, Tordi N, Parratte B, Rouillon J, Monnier G. Surface electromyography of nine shoulder muscles in two iron cross conditions in gymnastics. **J Sports Med Phys Fitness**. 2004; 44: 240-45.
- 3 Bernasconi S, Nicolas R, Rouillon J. Effects of Two Devices on the Surface Electromyography Responses of Eleven Shoulder Muscles during Azarian in Gymnastics. **J Strength Cond Res**. 2006; 20: 53-7.
- 4 Borrmann G (editor). **Ginástica de aparelhos**. Lisboa: Estampa, 1980.
- 5 Carr G. **Mechanics of sport: a practitioner's guide**. Champaign: Human Kinetics, 1997.
- 6 Gannon L, Bird H. The quantification of joint laxity in dancers and gymnasts. **J Sports Sci**. 1999; 17: 743-50.
- 7 Graichena H, Hinterwimmerra S, Eisenhart R, Voglc T, Englmeierd K, Ecksteine F. Effect of abducting and adducting muscle activity on glenohumeral translation, scapular kinematics and subacromial space width in vivo. **J Biomech**. 2005; 38: 755-60.
- 8 Gribble P, Ostry D. Independent coactivation of shoulder and elbow muscles. **Exp Brain Res**. 1998; 123: 355-60.
- 9 International Gymnastics Federation. **Code of Points**. Moutier: FIG, 2001.
- 10 International Gymnastics Federation. **Code of Points**. Moutier: FIG, 2006.
- 11 Labriola J, Lee T, Debski R, McMahon P. Stability and instability of the glenohumeral joint: The role of shoulder muscles. **J Shoulder Elbow Surg**. 2005; 14: 32-8.
- 12 Myers J, Lephart S. The Role of the Sensorimotor System in the Athletic Shoulder. **J Athl Train**. 2000; 35: 351-63.
- 13 Pakenas A, Serrão J. Relação entre atividade física e sobrecarga mecânica na articulação gleno-umeral. **Rev Port Ciên Desp**. 2002; 2: 91-7.
- 14 Sosa M. Variación de los índices de fuerza relativa en gimnastas cubanos juveniles. **Lect Educ Fís Deportes** [periódico on line]. 2003; 67(1). Disponível em <http://www.efdeportes.com/efd67/gimn.htm> [2005 abr 21].
- 15 Terry G, Chopp T. Functional Anatomy of the Shoulder. **J Athl Train**. 2000; 35: 248-55.
- 16 Warner J, Deng X, Warren R, Torzilli P. Static capsuloligamentous restraints to superior-inferior translation of the glenohumeral joint. **Am J Sports Med**. 1992; 20: 675-85.

- 17 Warner J, McMahon P. The role of the long head of the biceps brachii in superior stability of the glenohumeral joint. **J Bone Joint Surg Am.** 1995; 77: 366-72.
- 18 Warner J, Bowen M, Deng X, Torzilli P, Warren R. Effect of joint compression on inferior stability of the glenohumeral joint. **J Shoulder Elbow Surg.** 1999; 8: 31-6.
- 19 Wright R, Matava M. Treatment of multidirectional Shoulder instability in the athlete. **Oper Tech Sports Med.** 2002; 10: 33-9.
- 20 Yanai T, Fuss F, Fukunaga T. In vivo measurements of subacromial impingement: Substantial compression develops in abduction with large internal rotation. **Clin Biomech.** 2006; 21: 692-700.

