COMPARAÇÃO DO EFEITO DE DUAS CADEIRAS DE RODAS ESPORTIVAS NA VELOCIDADE DE PROPULSÃO E EFICIÊNCIA NEUROMUSCULAR DO MÚSCULO TRÍCEPS BRAQUIAL EM ATLETAS PRATICANTES DE BASQUETEBOL SOBRE RODAS

Nathália Hupsel S. de Castro[1]; Ciro Winckler de Oliveira Filho[2], Império Lombardi Júnior[3]; Walkiria Gomes de Moraes[4]; Marcelo Ismael Abrahão[5]; Stella Peccin[a6].

1. Fisioterapeuta com Especialização em Fisioterapia Músculo Esquelética pela ISCM-SP, Mestre em Ciências da Saúde pela Universidade Federal de São Paulo (UNIFESP)
2. Docente do Curso de Educação Física da Universidade Federal de São Paulo (UNIFESP) – Campus Baixada Santista
3. Docente do Curso de Fisioterapia da Universidade Federal de São Paulo (UNIFESP) – Campus Baixada Santista
4. Acadêmica do Curso de Educação Física da Universidade Federal de São Paulo (UNIFESP) – Campus Baixada Santista
5. Fisioterapeuta e representante da Marca Miotec®;
6. Docente do Curso de Fisioterapia da Universidade Federal de São Paulo (UNIFESP) – Campus Baixada Santista.

Endereço para correspondência:e-mail: nat_hupsel@hotmail.com

recebido em 10/11/2018
aceito em 28/11/2018

Resumo: Este estudo teve como objetivo avaliar o efeito de duas cadeiras de rodas esportivas diferentes na eficiência neuromuscular do músculo tríceps braquial e na velocidade máxima de descolamento. Para isso, foi realizado um estudo observacional transversal, no qual foram avaliados 26 atletas praticantes de basquetebol sobre cadeira de rodas, entre atletas amadores e profissionais, no qual foram divididos em dois grupos de acordo com sua classificação funcional. Cada atleta realizou a fase de impulsão, na qual a cadeira de rodas estava presa à célula de carga, cuja função era realizar uma contração voluntária máxima (CVM) e um teste de velocidade máxima de deslocamento de 20 metros, com duas cadeiras de rodas esportivas diferentes, sendo estas, sua cadeira de rodas esportiva de uso individual e uma cadeira de rodas esportiva padronizada para a sua classificação. Foram encontradas diferenças significativas entre as cadeiras de rodas para as variáveis: força muscular ($p=0,018$), eficiência neuromuscular ($p=0,015$) e velocidade máxima de deslocamento ($p=0,010$). Foram apresentados diferenças significativas entre os grupos 1 e 2 para as variáveis velocidade máxima e angulação inicial do cotovelo, com $p<0,05$. Conclui-se portanto que a cadeira de rodas interfere nas aptidões físicas do atleta de basquete, como na velocidade máxima do atleta, força muscular e eficiência neuromuscular do tríceps braquial, e desta forma, a análise de um ergômetro-padrão ajustado às diferentes deficiências não possibilita que os atletas atinjam sua melhor performance física.

Palavras-chaves: Eletromiografia, Força Muscular, Basquetebol, Cadeira de rodas

COMPARISON OF THE EFFECT OF TWO SPORTS WHEELCHAIRS AT THE SPEED OF PROPULSION AND NEUROMUSCULAR EFFICIENCY OF THE BRAQUIAL TRICKS MUSCLE IN BASKETBALL PRACTICAL ATHLETES ON WHEELS.

Abstract: The aim of this study was to evaluate the effect of two different sports wheelchairs on the neuromuscular efficiency of the triceps brachii muscle and the maximum velocity of detachment. For this, a cross-sectional observational study was carried out, in which 26 basketball-hockey athletes were evaluated among amateur and professional athletes, in which they were divided into two groups according to their functional classification. Each athlete performed the push phase, in which the wheelchair was attached to the load cell, whose function was to perform a maximum voluntary contraction (CVM) and a maximum travel speed test of 20 meters with two sports wheelchairs different, being these, its sports wheelchair of individual use and a sports wheelchair standardized for its classification. Significant differences were found between wheelchairs for the variables: muscle strength ($p = 0.018$), neuromuscular efficiency ($p = 0.015$) and maximum displacement velocity ($p = 0.010$). There were significant differences between groups 1 and 2 for the variables maximum velocity and initial elbow angulation, with $p < 0.05$. It is concluded that the wheelchair interferes with the athlete's physical abilities, such as athlete's maximum speed, muscle strength and neuromuscular efficiency of the triceps brachii, and, therefore, the analysis of a standard ergometer adjusted for the different deficiencies does not enables athletes to achieve their best physical performance.

Keywords: Electromyography, Muscular Strength, Basketball, Wheelchair

INTRODUÇÃO

Muitos fatores podem afetar a performance do atleta de basquete sobre rodas, incluindo a força dos membros superiores, capacidade individual física, nível de lesão neurológica e interação entre o usuário e a cadeira de rodas (1). Durante a propulsão da cadeira de rodas, estruturas anatômicas na região do ombro produzem forças que proporcionam a estabilidade articular durante a propulsão para gerar forças no aro (2, 3).

O ciclo de propulsão é dividido em duas fases: fase de impulso e fase de recuperação. A fase de impulso é definida pelo tempo em que a mão exerce um torque positivo no aro, e a fase de recuperação é o tempo entre o final da fase de impulso e o início da próxima fase de impulso (4,5). Uma consideração cuidadosa se torna ainda mais importante quando se percebe que 64% do tempo gasto em jogos de basquete em cadeiras de rodas é gasto em ações de propulsão (6). Sendo assim, o gasto energético, a amplitude de movimento articular e a ativação muscular têm sido utilizados para avaliar as demandas durante o ciclo de propulsão (7).

O registro da atividade muscular usando eletrodos de superfície pode permitir estudos detalhados de demanda de músculos específicos ou grupos musculares envolvendo a propulsão da cadeira de rodas. Em geral, o músculo deltóide anterior, bíceps braquial, tríceps braquial, flexor radial do carpo, extensor radial do carpo e peitoral maior são relatados por serem ativos na fase de impulso, enquanto o deltóide médio e posterior são identificados por serem os primeiros a ativar na fase de recuperação (3,8,9).

Mulroy et al.(9) analisaram as fases e a intensidade da atividade muscular, através da EMG, dos músculos superficiais e profundos do ombro. Em relação ao tríceps braquial, encontrou que o padrão de EMG da cabeça longa do tríceps estende da metade da fase de impulso (16% do ciclo) para a metade da fase de recuperação (64% do ciclo) com pico de atividade no final da fase de impulso (29% do ciclo), no qual a

cabeça longa do tríceps braquial respondeu às demandas da articulação do cotovelo mais do que as do ombro, permanecendo ativo quando a extensão de cotovelo poderia contribuir com a força de propulsão no aro.

Estudos têm utilizado cadeiras de rodas padrões para avaliar as capacidades físicas dos atletas; contudo, não se sabe se essas cadeiras padrões interferem na performance do atleta, e que se de fato, o uso de suas cadeiras individuais não seria uma melhor forma de avaliar o comportamento muscular e velocidade em um teste de esforço.

Este estudo teve como objetivo geral comparar o efeito de duas cadeiras de rodas esportivas diferentes na eficiência neuromuscular do músculo tríceps braquial e no tempo de deslocamento máximo, sendo uma dessas cadeiras de uso individual do atleta e a outra um ergômetro padrão para avaliações. Como objetivo secundário, comparar subjetivo durante com a Escala Subjetiva de Esforço e a angulação inicial do cotovelo do braço dominante de cada cadeira.

MÉTODOS

Desenho de estudo

Trata-se de uma pesquisa analítica, observacional do tipo transversal.

População estudada

Foram incluídos no estudo homens, praticantes de basquete sobre rodas há pelo menos um ano e de acordo com os critérios de inclusão e exclusão.

Critérios de inclusão:

- Ser do gênero masculino
- Ter entre 18 e 40 anos de idade
- Ser praticantes de basquete sobre rodas há pelo menos um ano
- Apresentar contração muscular de tríceps braquial e extensão de cotovelo contra uma resistência mínima

Critérios de exclusão:

- Apresentar indícios de lesão ou quadro álgico em ombro e/ou cotovelo.
- Não concordar com os procedimentos

Procedimentos

Este estudo foi submetido e aprovado ao Comitê de Ética e Pesquisa da UNIFESP com o seguinte número de protocolo NBBS 0098_09, com o número do projeto CEP 2059/09. Os testes foram realizados no Clube Saldanha da Gama em de Santos, no Conjunto Desportivo Baby Barioni em São Paulo e na Unicamp em Campinas. Essa pesquisa seguiu todas as recomendações da resolução 466/12, do Conselho Nacional de Saúde (CNS).

Após explicar o projeto e os participantes assinarem o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), foi aplicado um questionário sócio demográfico para a caracterização da amostra, no qual foram avaliados 26 atletas praticantes de basquete em cadeira de rodas, sendo 17 com lesão medular, 6 com sequela de pólio, 1 amputado, 1 com lesão traumática e 1 com esclerose múltipla, com média de idade de 32,15 anos (DP = 5,09 anos). Cada voluntário foi classificado de acordo com a IWBF.

Para selecionar em qual cadeira cada indivíduo iria realizar o teste, foi realizada uma distribuição em dois grupos de acordo com sua classificação funcional e independentemente da experiência profissional.

O Grupo 1, composto por 18 atletas, englobou as classes I e II, no qual foram pontuados de 1,0 a 2,5 pontos. O Grupo 2, composto por 8 atletas, englobou as classes III e IV, no qual foram pontuados de 3,0 a 4,5 pontos.

Cadeira de rodas

Cada grupo utilizou dois tipos de cadeira de rodas, sendo que a primeira cadeira de rodas utilizada no teste foi a de uso individual do atleta para a prática do basquete sobre rodas, na qual apresenta suas medidas exatas de acordo com sua classificação funcional, sendo sua cadeira de treino e jogo, e a segunda cadeira, uma cadeira esportiva padrão, no qual foi selecionada conforme sua classificação funcional e o grupo a que ele pertencia, esta cadeira é utilizada como um ergômetro padrão de avaliação, no qual é aplicado a todos indivíduos.

O grupo 1 utilizou uma cadeira de rodas de ponto baixo, caracterizada por apresentar o encosto alto e o assento baixo, e o grupo 2 utilizou uma cadeira de rodas de ponto alto, caracterizada por apresentar encosto baixo e o assento alto (Tabela 1). A escolha da ordem de utilização das cadeiras de rodas durante o teste de avaliação da EMG, força e velocidade foi realizada de forma aleatória.

Tabela 1 – Medidas das cadeiras de rodas

	Cambagem	**Altura do Assento**	**Altura do Encosto**	**Calibragem do Pneu**	**Inclinação do Assento**
Cadeira Ponto Baixo	9°	59	25	110 PSI	10°
Cadeira Ponto Alto	9°	54	47	110 PSI	10°

Instrumentos da Pesquisa

Para a avaliação eletromiográfica utilizou-se um eletromiógrafo de superfície, portátil, com 2 (dois) canais analógicos de entrada e com sistema de comunicação USB 2.0. O software utilizado para a análise dos sinais eletromiográficos foi o Miograph USB e os eletrodos utilizados foram eletrodos Ag/AgCl.

Para localizar o ponto da cabeça longa do tríceps braquial foi solicitado que o paciente realizasse uma abdução de 90° de ombro, com 90° de flexão de cotovelo. Foram encontradas as proeminências ósseas do olécrano e acrômio, traçada uma linha imaginária e marcado o centro dessa linha, sendo que dois centímetros abaixo do centro da linha é o posicionamento correto. Após este procedimento, foi solicitado ao paciente que realizasse uma extensão de cotovelo contra uma resistência mínima. Os eletrodos foram posicionados segundo a técnica de ventre muscular a uma distância inter-eletrodos de 1,5 cm. Realizou-se a tricotomia e assepsia do local com álcool.

A coleta do sinal ocorreu pela onda RAW, modificada para uma onda RMS (medida em mV) em função do tempo. O filtro utilizado foi o *Butterworth*, ordem 4 de filtragem digital passa banda de 20 a 500Hz e foi normalizado pela contração voluntária

máxima (CVM), para que seja avaliado o pico de ativação muscular do músculo de escolha.

A avaliação da força muscular foi realizada mediante a célula de força acoplada à cadeira de rodas. A força da cabeça longa do tríceps braquial também foi normalizada a fim de calcular a porcentagem da eficiência neuromuscular. A eficiência neuromuscular (ENM) é uma relação entre o pico de força muscular sobre o pico de ativação muscular, sendo representada pela seguinte equação: ENM = Pico F/Pico EMG. No qual, ENM é eficiência neuromuscular, Pico F é representado pelo pico de força obtido por meio de uma CMV e Pico EMG o qual representa o pico de recrutamento muscular obtido por uma CMV. Portanto, um músculo é considerado eficiente quando apresenta uma maior força para um menor recrutamento muscular para executar uma tarefa (11,13).

Protocolo experimental

A avaliação foi dividida em dois testes: no primeiro, avaliou-se a ativação muscular, força muscular e ENM do tríceps braquial durante o início da propulsão da cadeira de rodas (fase de impulso), no qual o atleta realizou uma CVM durante 3 (três) segundos. Este teste tem como objetivo observar a influência da cadeira de rodas na atividade muscular e força, assim como verificar em qual cadeira de rodas o músculo tríceps braquial foi mais eficiente.

A cadeira de rodas foi posicionada em uma superfície plana de madeira, padronizada para todas as avaliações, a fim de evitar diferentes atritos em relação à roda com o solo. Esta superfície de madeira apresentava uma contenção, no qual a roda traseira era posicionada na parte de trás, a fim de evitar o movimento da cadeira durante a propulsão. A cadeira de rodas estava presa ao dinamômetro através de uma base fixa e célula de carga foi presa a cadeira de rodas através de um material inelástico. A cadeira de rodas não se movia durante o movimento de propulsão, apenas as rodas giravam em falso.

O atleta estava devidamente preso à cadeira através de faixas e cintos pélvicos, a partir disso, realizou o movimento inicial de propulsão da cadeira de rodas (fase de impulso) a partir do *start* inicial, de maneira que atinja sua CVM durante os três segundos de realização do teste. Foram realizados 4 (quatro) repetições em cada cadeira, sendo a primeira de teste e as outras 3 repetições foram validadas, a partir disso, foi retirado a média das três avaliações. Os testes com as diferentes cadeiras de rodas foram realizados no mesmo dia, com um intervalo de um minuto entre cada teste, a fim de evitar a fadiga muscular.

Foi mensurado a amplitude articular do cotovelo em sua posição inicial em cada cadeira, através de um goniômetro manual, antes de ser realizado o teste. Após a coleta dos dados, foi solicitado para o voluntário especificar o seu esforço durante o teste, através da Escala Subjetiva de Esforço segundo Borg e Noble (1974).

O segundo teste foi o de velocidade máxima, no qual o atleta foi instruído a realizar um percurso de 20 metros em menor tempo possível, com o objetivo de avaliar se a cadeira de rodas interfere no tempo de deslocamento. Este teste tem como objetivo observar o desempenho da cadeira de rodas na sua finalidade, com um descanso de 5 (cinco) minutos entre o teste de força e o de velocidade. O teste ocorreu em um percurso de 20 metros, limitado por dois cones, cujo atleta foi orientado a realizar um *sprint* máximo em menor tempo, durante todo o percurso. Foram realizados três deslocamentos máximos em cada atleta para verificar o tempo, através de um cronômetro, com descanso de 1 minuto, e com isso, obteve-se a média dos três tempos.

Análise Estatística

Foi realizada uma análise descritiva dos dados coletados e para comparar o comportamento dos grupos ao longo do tempo, considerando a correlação existente entre as medidas feitas em um mesmo indivíduo, empregou-se o modelo de análise de variância com medidas repetidas (ANOVA). Foi feita uma adequação da cadeira de acordo com a funcionalidade em questão e foi verificada a ativação muscular, força muscular, eficiência neuromuscular, tempo de deslocamento, angulação de cotovelo e esforço subjetivo entre a cadeira individual e a padrão, por meio do software SPSS 15.0 (SPSS, INC). O nível de significância utilizado foi de 5% ($p<0,05$).

RESULTADOS

As medidas descritivas são apresentadas nas tabelas 2 e 3, sendo os dados obtidos das análises da eletromiografia, força e ENM para o grupo 1 e 2 para as duas cadeiras. De acordo com as médias das análises eletromiográficas, não houve diferença significativa entre das duas cadeiras, com $p=0,348$. Observou-se que os valores obtidos na avaliação da força muscular foram maiores na cadeira padrão comparadas com a cadeira individual. Os atletas avaliados realizaram maior produção de força ao desenvolver o início da propulsão com a cadeira padrão do que com a cadeira individual, apresentando um $p=0,018$.

Tabela 2: Medidas descritivas da variável "EMG", "Força" e "Eficiência" em cada cadeira de rodas referente ao Grupo 1, sendo que a cadeira 1 representa a de uso individual do atleta e a cadeira 2 é a padronizada de acordo com a funcionalidade do grupo.

	EMG cadeira 1 (%)	EMG cadeira 2 (%)	Força cadeira 1 (%)	Força cadeira 2 (%)	Eficiência cadeira 1	Eficiência cadeira 2
Média	41,35	39,84	39,64*	44,74*	1,02*	1,22*
DP	11,69	10,12	15,13	16,64	0,43	0,61
Mínimo	19,00	25,40	19,20	10,60	0,39	0,35
Máximo	60,20	62,30	72,80	79,00	1,96	2,64

(*) Diferença estatística significativa ($p<0,05$).

Tabela 3: Medidas descritivas da variável "EMG", "Força" e "Eficiência" em cada cadeira de rodas referente ao Grupo 2, sendo que a cadeira 1 representa a de uso individual do atleta e a cadeira 2 é a padronizada de acordo com a funcionalidade do grupo.

	EMG cadeira 1 (%)	EMG cadeira 2 (%)	Força cadeira 1 (%)	Força cadeira 2 (%)	Eficiência cadeira 1	Eficiência cadeira 2
Média	36,24	34,64	43,60*	55,49*	1,30*	1,71*
DP	10,75	9,81	13,22	20,05	0,58	0,78
Mínimo	20,50	25,40	22,90	17,30	0,63	0,48
Máximo	58,60	56,30	64,70	75,10	2,27	2,96

(*) Diferença estatística significativa ($p<0,05$).

A ENM é a relação entre a força muscular e a atividade elétrica muscular[11,12]. Observa-se que as médias da ENM da cabeça longa do tríceps braquial foram maiores na cadeira padrão, portanto, o músculo tríceps braquial foi mais eficiente na realização da fase de impulso na cadeira de rodas padrão comparado com a cadeira individual, apresentando diferença significativa (p=0,015).

Já na tabela 4 e 5, encontram-se as análises descritivas dos dados obtidos das análises de velocidade máxima, angulação de partida do cotovelo e Escala de esforço subjetivo segundo Borg e Noble (1974) do grupo 1 e 2 respectivamente para as duas cadeiras. Os atletas avaliados apresentaram melhor tempo no teste de velocidade de 20 metros na cadeira individual, portanto, realizaram o percurso em menor tempo na cadeira de uso individual comparado com a cadeira padrão, isso em ambos os grupos (Tabela 4 e 5). Houve diferença significativa dos tempos de deslocamento entre as cadeiras individual e padrão (p=0,010).

Tabela 4: Medidas descritivas da variável "Tempo", "Angulação" e "Esforço" em cada cadeira de rodas referente ao Grupo 1, sendo que a cadeira 1 representa a de uso individual do atleta e a cadeira 2 é a padronizada de acordo com a funcionalidade do grupo.

	Tempo cadeira 1 (s)	**Tempo cadeira 2 (s)**	**Angulação cadeira 1 (°)**	**Angulação 2 cadeira (°)**	**Esforço cadeira 1**	**Esforço cadeira 2**
Média	7,63*	8,21*	106,17	115,83	10,06	9,44
DP	2,13	2,44	21,14	18,41	3,04	3,24
Mínimo	5,70	6,19	75,00	85,00	6,00	6,00
Máximo	14,35	14,69	150,00	145,00	17,00	15,00

(*) Diferença estatística significativa (p<0,05).

Tabela 5: Medidas descritivas da variável "Velocidade", "Angulação" e "Esforço" em cada cadeira de rodas referente ao Grupo 2, sendo que a cadeira 1 representa a de uso individual do atleta e a cadeira 2 é a padronizada de acordo com a funcionalidade do grupo.

	Velocidade cadeira 1 (s)	**Velocidade cadeira 2 (s)**	**Angulação cadeira 1 (°)**	**Angulação cadeira 2 (°)**	**Esforço cadeira 1**	**Esforço cadeira 2**
Média	5,91*	6,51*	138,88	135,88	10,00	9,50
DP	0,38	0,32	22,22	12,88	2,14	3,51
Mínimo	5,37	6,10	95,00	111,00	9,00	6,00
Máximo	6,58	7,12	169,00	150,00	15,00	17,00

(*) Diferença estatística significativa (p<0,05).

Quanto aos dados referentes à angulação inicial de flexão de cotovelo, não houve diferença significativa no valor da angulação inicial entre as cadeiras para os dois grupos (p=0,113). Quanto aos valores referentes ao esforço subjetivo, segundo a Escala Subjetiva de Esforço de Borg e Noble (1974) não foram encontradas diferenças significativa entre as duas cadeiras (p=0,316).

DISCUSSÃO

Apesar de haver muitos estudos analisando o comportamento da atividade eletromiográfica em cadeirantes (8,9,14,15), não foram encontrados estudos que comparassem esse comportamento entre cadeiras esportivas diferentes.

Como a fase de impulso da propulsão da cadeira de rodas envolve vários músculos[8], nesta presente pesquisa, apenas avaliou-se a ativação e força muscular da cabeça longa do tríceps braquial. A seleção do tríceps braquial se deu pelo fato deste músculo apresentar fácil localização, no qual facilita a coleta de dados da EMG de superfície, sua participação na fase de impulso do ciclo de propulsão (1,8,9,15) e a limitação do eletromiógrafo, que apresentava apenas dois canais de comunicação.

Para se medir a força muscular do tríceps braquial, foi necessário prender a cadeira de rodas a célula de carga, no qual a cadeira ficava restrita ao movimento de propulsão e só era possível realizar a fase de impulso (16). Portanto, os atletas avaliados incluídos neste estudo deveriam apresentar resquícios de contração muscular do tríceps braquial e movimentos de extensão de cotovelo contra uma resistência pequena.

Não se encontraram diferenças significativas no padrão de recrutamento muscular entre as cadeiras de rodas, porém foram encontradas diferenças significativas nos valores de força entre as cadeiras de rodas esportivas, individual e padrão. Não foram encontrados estudos comparativos entre dois tipos diferentes de cadeiras de rodas esportivas com as variáveis EMG, força e ENM do tríceps braquial.

Pelo fato das cadeiras de rodas-padrão apresentarem peso e medidas diferentes das cadeiras de rodas esportivas de uso individual dos atletas, e por eles não estarem habituados com a cadeira padrão, acredita-se que este fato tenha sido o causador do aumento da força. Por apresentar médias de atividade muscular do tríceps braquial sem diferenças significativas e médias de forças significativamente diferentes entre as cadeiras individual e padrão, ao aplicar a equação da ENM (ENM=F/EMG), sendo a força diretamente proporcional a ENM, encontrou-se um aumento da ENM na cadeira padrão em comparação com a cadeira individual.

Devido ao atleta já apresentar uma habilidade motora para a propulsão da cadeira, pois a repetição contínua leva à aprendizagem processual, o atleta realiza o movimento de forma automática. Ele já possui esquemas para a execução do movimento, independentemente do tipo de cadeira. Com a repetição, o movimento se torna uma atividade automática, no qual não exige atenção consciente e monitorização (17). Portanto, acredita-se que isto tenha sido o fator causador da não alteração nos padrões de recrutamento muscular nas duas cadeiras de rodas, pois a fase de impulso já é uma tarefa automática para o atleta.

Ao utilizar a cadeira de rodas-padrão, o atleta produziu mais força para executar um movimento automático. Mas isso não quer dizer que o aumento da força muscular do tríceps braquial tenha sido um fator benéfico, pois o atleta utilizou um ergômetro que não está adequado as suas características funcionais, e por causa dessa não adequação, a produção de força foi maior e assim, aumentando a eficiência do tríceps braquial.

A evolução da performance é determinada unicamente pelo número de repetições da tarefa, no qual mais treinos resultam em mais ganhos específicos (18). Talvez em nosso estudo, se utilizássemos uma familiarização com a cadeira-padrão, os resultados poderiam ter sido outros, mas não há garantias que a cadeira de rodas-padrão seria melhor que a cadeira de uso individual do atleta. Tanto que, muitos estudos que visam apenas avaliar as capacidades físicas dos atletas ou de pessoas com deficiência, não enfatizam o treinamento ou familiarização da cadeira de rodas-padrão utilizada (8,9,19,20).

A cambagem é um parâmetro importante para levar em conta quando se tenta aperfeiçoar o ajuste ergonômico da cadeira de rodas esportiva, pois corresponde ao ângulo da roda traseira em relação à vertical, variando de 9° a 20° (8). Para a seleção da cambagem na cadeira de rodas-padrão (9°) utilizaram-se como parâmetros os estudos de Tsai et al.(19) e Huang et al.(20), no qual observaram que cambagens maiores (15°) proporcionam um maior esforço durante a propulsão e um maior custo e perda de energia.

Neste estudo, utilizou-se a Escala Subjetiva de Esforço de acordo com Borg e Noble (1974) para se avaliar o nível de esforço realizado pelo atleta durante a avaliação, e encontrou-se que não houve diferença estatística significativa entre as cadeiras de rodas, evidenciando que a cadeira de rodas e o nível de lesão não interferiram no esforço subjetivo do atleta para a tarefa realizada.

O teste de velocidade utilizado na presente pesquisa foi baseada segundo os estudos de Vanlandewijck et al.(21), no qual neste estudo, o tempo foi mensurado ao longo de todo o percurso de 20 metros durante o *sprint* máximo. Foram encontradas diferenças significativas em relação ao tempo de deslocamento, no teste de velocidade, entre as cadeiras de rodas, no qual a cadeira individual apresentou melhor tempo no *sprint* de 20 metros comparada com a cadeira padrão. Vanlandewijck et al.(22) referiram que o uso de uma cadeira de rodas-padrão deve ser desencorajado pela falta de ajustes, como tamanho do assento e a inclinação da cambagem, que ao indivíduo pode prejudicar seu desempenho.

Nesta pesquisa, um fato possível para que se explicassem os resultados da cadeira individual, com melhor resultado no teste de velocidade, é que o atleta já está habituado com a cadeira de rodas, por ser sua cadeira de treino e jogo, e por apresentar as medidas exatas do atleta. Portanto, por meio da prática é possível desenvolver uma sequência adequada de componentes de movimento com tempo melhor, menos esforço e menor concentração (23).

Massê et al.(1) observaram que um assento com altura média ou mais para trás apresentaram uma atividade eletromiográfica global mais baixa, no qual reflete em uma alta eficiência. Como não se aferiu a altura do assento e do encosto das cadeiras esportivas individuais, não se pode confirmar que, neste estudo, o aumento da eficiência foi devido a este fato. Também de acordo com o estudo de Massê et al.(1), o aumento dos graus de contato com o aro causado nos assentos mais baixos resulta em uma mudança na frequência de impulso, sendo que a posição e a orientação de cada mão podem afetar a velocidade de propulsão, variando o ângulo de cada força que foi aplicada no aro, e com isso, uma menor atividade eletromiográfica.

Nesta pesquisa, não foram encontradas diferenças significativas da angulação inicial do cotovelo entre as cadeiras de rodas. Sendo assim, não houve relação entre a angulação inicial do cotovelo com o aumento da força no aplicada no aro.

Limitações do estudo

Devido a esse estudo ser preliminar, um número de questões não é respondido e considerações metodológicas precisam ser endereçadas a uma próxima pesquisa como, por exemplo, o uso de um eletromiógrafo com 4 canais, avaliações de outros músculos atuante no ciclo de propulsão, a aferição do peso e das medidas de altura do encosto e do assento na cadeira individual, assim como aumentar o número de sujeitos da amostra e avaliá-los separadamente, de acordo com suas classes funcionais.

Serão necessários outros estudos comparativos para aprimorar o conhecimento e a interferência de cada cadeira de rodas na ação muscular durante a propulsão, assim como investigar a interferência das cadeiras de rodas em outras capacidades físicas de atletas com diferentes classes funcionais.

CONCLUSÕES

Conclui-se que a cadeira de rodas interferiu na eficiência neuromuscular do tríceps braquial e na velocidade máxima dos atletas avaliados. A análise de ergômetro-padrão ajustado às diferentes deficiências não possibilitou que os atletas atingissem sua melhor performance física no teste de velocidade. A análise eletromiográfica do tríceps braquial não foi alterada durante o teste, independente da cadeira de rodas de escolha. Assim como, a cadeira de rodas também não alterou o esforço subjetivo do atleta e nem a angulação inicial do cotovelo. A cabeça longa da tríceps braquial foi mais eficiente na cadeira de rodas-padrão na primeira fase do ciclo de propulsão.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Massê LC, Lamontagne M, O´Rian MD. Biomechanical analysis of wheelchair propulsion for various seating positions. J Rehabil Res Dev. 1992; 29 (3): 12-28.
2. Yang YS, Koontz AM, Triolo RJ, Cooper RA, Boninger ML. Biomechanical analysis of functional electrical stimulation on trunk musculature during wheelchair propulsion. Neurorehabil Neural Repair. 2009 Set; 23 (7): 717-725.
3. Requejo PS, Lee SE, Multory SJ, Haubert LL, Bontranger EL, Gronley JK, Perry J. Shoulder muscular demand during lever-activated Vs pushrim wheelchair propulsion in person with spinal Cord injury. J Spinal Cord Med. 2008; 31:568-577.
4. Groot S. de, de Bruin M, Noomen SP, van der Woude LH. Mechanical efficiency and propulsion technique after 7 weeks of low-intensity wheelchair training. Clin Biomech. 2008; 23: 434-441.
5. Groot S. de, Veeger HEJ, Hollander AP, van der Woude LHV. Short-term adaptations in co-ordination during the initial phase of learning manual wheelchair propulsion. J Electromyogr Kinesiol. 2003; 13: 217-228.
6. Faupin A, Gorce P, Thevenon A. A wheelchair ergometer adaptable to the rear-wheel camber. Int J Ind Ergonomics. 2008 Abril; 38: 601-607.
7. Haubert LL, Requejo PS, Mulroy SJ, Newsam CJ, Bontranger E, Gronley JK, Perry J. Comparison of shoulder muscle electromyographic activity during standard manual wheelchair and push-rim activated Power assisted wheelchair propulsion in person with complete tetraplegia. Arch Phys Med Rehabil. 2009 Nov; 90: 1904-1915.
8. Chow JW, Millikan TA, Carlton LG, Chae WS, Lin Yt, Morse MI. Kinematic and electromyographic analysis of wheelchair propulsion on ramps of different

slopes for young men with paraplegia. Arch Phys Med Rehabil. 2009 Fev; 90: 271-278.
9. Mulroy SJ, Gronley JK, Newsm CJ, Perry J. Electromyographic activity of shoulder muscles during wheelchair propulsion by paraplegic persons. Arch Phys Med Rehabil. 1996 Fev; 77: 187-193.
10. SENIAM Project. Surface electromyography for the non-invasive assessment of muscles. Desenvolvido por Biomedical health and research program (BIOMED II). Disponível em <http//:wwwseniam.org>. Acesso em: Setembro/2010.
11. Prentice WE. Como recuperar a força, a resistência e a potência muscular. In: Prentice WE. Técnicas de reabilitação em Medicina Esportiva. Barueri (SP): Manole, 2002: 73-87.
12. Castaingrs V, Martin A, Van Hoecke J, Pérot C. Neuromuscular efficiency of the triceps surae in induced and voluntary contractions: Morning and evening evaluations. Chronobiol Int. 2004; 21 (4-5):631-643.
13. Falla D, Jull G, Edwards S, Koh K , Rainoldi A. Neuromuscular efficiency of the sternocleidomastoid and anterior scalene muscles in patients with chronic neck pain. Disabil Reabil. 2004; 26(12): 712-717.
14. Howarth SJ, Polgar JM, Dickerson CR, Callaghan JP. Trunk muscle activity during wheelchair ramp ascent and the influence of a geared Wheel on the demands of postural control. Arch Phys Med Rehabil. 2010 Março; 91: 436-442.
15. Rodgers MM, Gayle Gw, Figoni SF, Kobayashi M, Lieh J, Glaser RM. Biomechanics of wheelchair propulsion during fatigue. Arch Phys Med Rehabil. 1994 Jan; 75: 85-93.
16. Niemyer LO, Aronow HU, Kasman GS. A pilot study to investigate shoulder muscle fatigue during a sustained isometric wheelchair-propulsion effort using surface EMG. Am J Occup Ther. 2004 Set/Out; 58 (5): 587-593.
17. Shumway-Cook A, Woollacott MH. Controle Motor. Teoria e aplicações práticas. 2ª ed. Barueri (SP): Manole; 2003.
18. Korman M, Raz N, Flaser T, Karni A. Multiple shifts in the representation of a motor sequence during the acquisition of skilled performance. PNAS. 2003 Out; 100 (21): 12492-12497.
19. Tsai CY, Lin CJ, Huang YC, Lin PC, Su FC. Effects of camber on pushrim force during wheelchair propulsion. J Biomech. 2007 Jul; 40 (S2): 624.
20. Huang YC, Guo Ly, Tsai CY, Su FC. Effect of wheel camber on mechanical energy and power flow analysis of the upper extremity in wheelchair propulsion. J Biomech. 2007 Jul; 40 (S2): 469.
21. Vanlandewijck YC, Daly DJ, Theisen DM. Field test evaluetion of aerobic, anaerobic and wheelchair basketball skill performances. Int J Sports Med. 1999; 20 (8): 548-554.
22. Vanlandewijck Y, Theisen D, Daly, D. Wheelchair propulsion biomechanics: implications for wheelchair sports. Sports Med. 2001; 31: 339-367.
23. O´Sullivan BO. Estratégias para melhorar o controle motor e a aprendizagem motora. In: O´Sullivan SB, Schmitz. Fisioterapia. Avaliação e tratamento. 4ª ed. Barueri (SP): Manole; 2004: 363-410.

CONFLITO DE INTERESSE

Não há.