

Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Educação Física

Felipe Machado

**Pico de Torque e Índice de Fadiga em Atletas de Rugby em
Cadeira de Rodas**

Campinas, 2011

Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Educação Física

Felipe Machado

**Pico de Torque e Índice de Fadiga em Atletas de Rugby em
Cadeira de Rodas**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à
Graduação da Faculdade de Educação Física da
Universidade Estadual de Campinas para
obtenção do título de Bacharel em Educação
Física.

Orientador: Prof. Dr. José Irineu Gorla

Este exemplar corresponde à versão
final da monografia defendida pelo
aluno Felipe Machado, e orientado
pelo Prof. Dr. José Irineu Gorla.

Prof. Dr. José Irineu Gorla

Campinas, 2011

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA POR ANDRÉIA DA SILVA MANZATO – CRB8/7292
BIBLIOTECA “PROFESSOR ASDRÚBAL FERREIRA BATISTA”
FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA - UNICAMP

M18p Machado, Felipe, 1989-
Pico de torque e índice de fadiga em atletas de rugby em cadeira de rodas / Felipe Machado. – Campinas, SP: [s.n], 2011.

Orientador: José Irineu Gorla.
Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) – Faculdade de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas.

1. Rugby em cadeira de rodas. 2. Dinamômetro. 3. Torque. 4. Fadiga.
I. Gorla, José Irineu. II. Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Educação Física. III. Título.

Informações para Biblioteca Digital

Título em inglês: Peak torque and fatigue index in wheelchair rugby athletes.

Palavras-chaves em inglês:

Wheelchair rugby

Isokinetic Dynamometer

Peak torque

Fatigue index

Spinal cord injury

Titulação: Bacharelado em Educação Física

Banca examinadora:

José Irineu Gorla [orientador]

Thiago Mattos Frota de Souza

Data da defesa: 01-12-2011

Dedico esse trabalho a todos os praticantes de esportes coletivos agressivos, onde quedas, colisões e dor se tornam algo natural a todo o momento. Obrigado por salvar nosso público dos esportes coletivos delicados, os quais dominam a mídia. Assim, nós temos a opção de assistir a grandes jogos, mesmo que esses sejam vistos online ou em canais por assinatura.

AGRADECIMENTOS

Não vou ficar agradecendo a seres imaginários e a pessoas que simplesmente gosto ou me pariram, mas que não fizeram parte de nada na produção desse trabalho. Se fosse para agradecer a todas as pessoas que me ajudaram, de forma completamente indireta, a chegar aqui, ficaria agradecendo durante dias. Pois até mesmo professores do primário mereceriam agradecimentos e não haveria tempo para escrever o trabalho, e claro que não lembraria o nome da maioria. Crenças, namoradas e mãe deveriam ficar na dedicatória.

Aqui quero agradecer as pessoas que realmente me ajudaram. Então, obrigado a todos os meus amigos do LAMA (principalmente o Félix, Rafa, Luizinho e Gorla), do FISEX (principalmente o Thiago) e da equipe de Rugby em Cadeira de Rodas da ADEACAMP/UNICAMP (não colocarei os nomes, pois ficaria óbvio quem foram os voluntários do estudo e isso seria antiético, o importante é que eles saibam que os agradeço).

"Strength does not come from winning.
Your struggles develop your strengths.
When you go through hardships
and decide not to surrender,
that is strength."

Arnold Schwarzenegger

MACHADO, Felipe. **Pico de Torque e Índice de Fadiga em Atletas de Rugby em Cadeira de Rodas**. 2011. Trabalho de Conclusão de Curso Graduação – Faculdade de Educação Física. Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2011.

RESUMO

A magnitude da força gerada durante a contração muscular dinâmica está relacionada à quantidade de velocidade que um atleta pode produzir durante um sprint (Dowson et al., 1998). E essa capacidade de sprint é fundamental para muitos esportes, e no Rugby em Cadeira de Rodas isso não é diferente. Assim sendo, o atleta que conseguir manter a sua potência pico por um tempo mais prolongado será aquele considerado mais apto para realizar estímulos constantes (movimentação rápida por repetidas vezes) sem apresentar a fadiga precocemente. Diante dessa perspectiva, percebe-se a necessidade de avaliações no que se refere ao Pico de Torque e Índice de Fadiga em movimentos específicos do Rugby em Cadeira de Rodas. Por esse motivo, foi feito em um estudo piloto analisando essas variáveis em 5, 15 e 30 repetições em contrações concêntricas específicas da propulsão da cadeira de competição. Foram utilizados seis sujeitos com idade média de $30,35 \pm 6,62$ anos, com a média de $38,33 \pm 17,77$ meses de prática no Rugby em Cadeira de Rodas e com $7,22 \pm 2,43$ anos de lesão medular. Foi observado uma única diferença estatística no Índice de Fadiga da série de 5 repetições entre braços, direito (10,23%) e esquerdo (31,56%). Nas demais variáveis, Pico de Torque e Índice de Fadiga entre braços, e entre cada série do mesmo braço, não houve diferença significativa. O fato de não haver diferença do Índice de Fadiga entre nenhuma das séries talvez se deva ao fato do movimento ser feito somente concentricamente, ou seja, no away. Como não foi feita a fase excêntrica do movimento, o toward foi feito forma passiva. Esse tempo de toward pode ter dado aos voluntários um tempo de descanso significativo a ponto de não deixar cair o Índice de Fadiga. Como não houve familiarização, os voluntários podem não ter atingido o Pico de Torque máximo na primeira série, isso poderia ser outra explicação para o fato do Índice de Fadiga não mostrar diferença entre as séries. Outra explicação para esse resultado é o fato do estudo ter poucos voluntários, por ser um estudo piloto sem um protocolo validado.

Palavras-chave: Rugby em Cadeira de Rodas, Dinamômetro Isocinético, Pico de Torque, Índice de Fadiga, Lesão Medular.

MACHADO, Felipe. **Peak Torque and Fatigue Index in Wheelchair Rugby Athletes**. 2011. Trabalho de Conclusão de Curso Graduação – Faculdade de Educação Física. Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2011.

ABSTRACT

The idea that the magnitude of the force generated during the dynamic muscle contraction is related to the amount of speed that an athlete can produce during the sprint (Dowson et al., 1998). And this capacity of sprint is fundamental to many sports, and in Wheelchair Rugby is not different. Therefore, the athlete that can maintain your peak power for a longer period of time will be considered more able to perform constant stimuli (fast moving for many times) without show early fatigue. On this perspective, was noticed a need for assessments in relation to the Peak Torque and Fatigue Index in specific movements in wheelchair's users that practices Wheelchair Rugby. For this reason, a pilot study was made analyzing these variables with 5, 15 and 30 repetitions in specific concentric contractions of the competition wheelchair's propel. Was used six volunteers with a mean age of 30, 35 ± 6 , 62 years, with an average of 38, 33 ± 17 , 77 months of practice in Wheelchair Rugby and with 7, 22 ± 2 , 43 years of spinal cord injury. Was observed only one statistical difference in the series of 5 repetitions between the arms, right (10,23%) and left (31,56%). In the remaining variables, Peak Torque and Fatigue Index between the arms, and between each series of the same arm, there was no significant difference. The fact that there is no difference of the Fatigue Index between any of the series may be due to the fact that the movement is made only concentrically, in the away. Since the eccentric phase of the movement was not made, the toward was done passively. This toward time may have given a rest time to the volunteers that was not enough to let the Fatigue Index drop down. Since there was no familiarity, the volunteers may not have reached the maximum Peak Torque in the first series, this could be another explanation for the fact that the Fatigue Index shows no difference between the series. Another explanation for this result is the fact that the study has a few volunteers, because is a pilot study without a validated protocol.

Keywords: Wheelchair Rugby, Isokinetic Dynamometer, Peak Torque, Fatigue Index, Spinal Cord Injury.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Quadra Oficial de Rugby em Cadeira de Rodas	15
Figura 2 – Fase Inicial do Movimento no Dinamômetro Isocinético.....	26
Figura 3 – Fase Final do Movimento no Dinamômetro Isocinético.....	27
Figura 4 – Comparação Grupos Exercício (5, 15 E 30 Repetições) na variável Índice de Fadiga para o braço direito	30
Figura 5 – Comparação Grupos Exercício (5, 15 E 30 Repetições) na variável Índice de Fadiga para o braço esquerdo	30
Figura 6 – Comparação Grupos Exercício (5, 15 E 30 Repetições) na variável Pico de Torque para o braço direito.....	31
Figura 7 – Comparação Grupos Exercício (5, 15 E 30 Repetições) na variável Pico de Torque para o braço esquerdo	31

SUMÁRIO

1 –INTRODUÇÃO.....	10
2 – OBJETIVO.....	12
3 – REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	13
3.1 – RUGBY EM CADEIRA DE RODAS.....	13
3.2 – LESÃO MEDULAR.....	16
3.3 – DINAMÔMETRO ISOCINÉTICO.....	18
4 – METODOLOGIA.....	24
4.1 – AMOSTRA.....	24
4.2 – PROTOCOLO.....	25
4.3 – PROCEDIMENTOS ESTATÍSTICOS.....	27
4.4 – ASPÉCTOS ÉTICOS DA PESQUISA.....	27
5 – RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	28
CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	33
REFERÊNCIAS.....	34

1 Introdução

Diversas modalidades foram surgindo com a disseminação e fomento da prática esportiva realizada por pessoas com deficiências, sejam elas físicas, auditivas, visuais, ou intelectuais. Paralelamente, o aumento de pessoas praticantes de tais modalidades vem crescendo exponencialmente de acordo com dados do International Paralympic Committee (IPC, 1989), contribuindo diretamente para o aumento do nível de performance e desempenho dos atletas e das competições.

Por meio dos treinamentos, procura-se obter a maximização dos potenciais desses paraatletas. Surge então, a necessidade de avaliarmos variáveis importantes em um esporte para acompanharmos seu rendimento, pois servirão como parâmetros para a elaboração dos futuros treinamentos.

Sabe-se que a força muscular é um fator de grande influência no desempenho atlético. A força explosiva, por exemplo, tem sido aceita como um componente crucial na performance de sprint (DOWSON et al., 1998, THORLAND et al., 1987). Dowson et al. (1998), apoiaram a idéia de que a magnitude da força gerada durante a contração muscular dinâmica está relacionada à quantidade de velocidade que um atleta pode produzir durante um sprint. E essa capacidade de sprint é fundamental para muitos esportes, e no Rugby em Cadeira de Rodas isso não é diferente. Assim sendo, o atleta que conseguir manter a sua potência pico por um tempo mais prolongado será aquele considerado mais apto para realizar estímulos constantes (movimentação rápida por repetidas vezes) sem apresentar a fadiga precocemente.

O Sprint exige uma alta produção de força associada a altas velocidades de contrações musculares (MERO; KOMI; GREGOR, 1992). Algumas pesquisas mostram que a capacidade de produção de força nas pernas pode ser o componente chave para um sprint de corrida (ALEXANDER, 1989, BAKER; NANCE, 1999, DOWSON et al., 1998, NEWMAN; TARPENNING; MARINO, 2004). Infelizmente há insuficiência de dados observando um sprint em movimentos específicos de uma cadeira de rodas e sua relação com a força.

A avaliação isocinética tem sido usada nas últimas três décadas como método para se determinar o padrão funcional da força e do equilíbrio muscular (TERRERI, 2001). É possível quantificar valores do torque, do trabalho e da potência de grupos musculares, bem como da proporção agonista/antagonista de tais grupos (TERRERI, 2001).

Em um esporte como o Rugby em Cadeira de Rodas, as avaliações para quantificar o rendimento de seus atletas no quesito pico de torque e o índice de fadiga, são essenciais. Segundo Terreri (2001), o pico de torque representa o ponto de maior torque na amplitude de movimento; o torque ou momento de força representa o resultado da força aplicada num ponto multiplicada pela distância do ponto de aplicação dessa força ao centro de rotação do eixo de movimento.

Diante dessa perspectiva, percebe-se a necessidade das avaliações no que se refere ao pico de torque e índice de fadiga em movimentos específicos em usuários de cadeira de rodas praticantes de Rugby em Cadeira de Rodas.

2 Objetivo

Avaliar o Pico de Torque e o Índice de Fadiga de atletas com lesão medular da equipe de Rugby em Cadeira de Rodas da ADEACAMP\UNICAMP.

3 Revisão Bibliográfica

3.1 Rugby em Cadeira de Rodas

Segundo Araújo (1998), entre 1944 e 1952, quando os soldados voltavam com vários tipos de mutilações e outras deficiências físicas, e por iniciativa do médico Ludwig Guttmann, indivíduos com lesão medular ou amputações de membros inferiores começaram a praticar jogos esportivos no hospital de Stoke Mandeville.

O autor diz que as primeiras práticas esportivas adaptadas teriam ocorrido nos Estados Unidos, ainda nos anos de 1870 com jogos adaptados para pessoas surdas. Depois da 1ª Guerra Mundial, em 1918, apareceram na Alemanha algumas práticas esportivas adaptadas, mas somente após a 2ª Guerra Mundial é que o Esporte Adaptado como conhecemos hoje, surgiu e se firmou no cenário Mundial.

A prática de exercícios físicos, em especial dos esportes adaptados, para indivíduos com deficiência, no seu início, tinha a finalidade terapêutica, ou seja, tinha o objetivo de tentar auxiliar e ajudar no tratamento. Logo, em consequência da sua disseminação e divulgação, os esportes adaptados ganharam um espaço significativo no âmbito dos desportos, estimulado pela concepção da inclusão e integração social e pela propagação do esporte paraolímpico nacional e internacional. Assim, deixando de ser exclusivo caráter terapêutico, para atingir o nível competitivo e de alto rendimento (SILVA, 2008).

Os primeiros registros oficiais de competição envolvendo equipes de deficientes físicos foram, a primeira edição dos jogos Internacionais de Stoke Mandeville realizados em Roma (1960) com a finalidade de buscar uma aproximação com os jogos olímpicos, segundo o Comitê Paraolímpico Internacional (IPC, 1989). Foi registrada a participação de 400 atletas. Já em Pequim, 2008, esse número chegou a 4200 atletas e o Brasil ficou em nono lugar no quadro geral de medalhas.

Segundo o Manual de Classificação da Internacional Wheelchair Rugby Federation (IWRF, 1999) e Martinez (2003), o Rugby surgiu no Canadá por volta de 1977, na cidade de Winnipeg, Canadá, por um grupo de pessoas com tetraplegia que buscavam um novo

esporte além do basquete em cadeira de rodas, pois nessa modalidade, eles tinham poucas possibilidades devido ao seu tipo de lesão e seu comprometimento motor. A princípio esse novo esporte recebeu o nome de “Murderball”, mas com o passar dos anos e com um nome que remetia à violência, foi rebatizado, passando a ser chamado de Wheelchair Rugby ou Quadrugby.

Logo que a modalidade chegou aos Estados Unidos, 1982, a mesma se difundiu rapidamente pelo mundo. Porém, no Brasil a modalidade se encontra em desenvolvimento, com a fundação da Associação Brasileira de Rugby em Cadeira de Rodas (ABRC) somente em 2008.

A modalidade pode ser realizada por pessoas do sexo masculino ou feminino com lesão neurológica que o classifique como tetraplégico, cuja seqüela pode resultar em perda total ou parcial do controle motor e sensibilidade abaixo do nível da lesão (FRONTERA, 2001) e em casos de lesões não neurológicas, como por exemplo, amputação, seqüela de poliomielite, alguns quadros de paralisia cerebral e outras síndromes e doenças que o classifique como tetras-equivalentes, o atleta tem que apresentar quadro clínico com pelo menos os quatro membros afetados (YILLA; SHERRIL, 1998, IWRF, 1999).

Segundo dados encontrados no site da ABRC, o Rugby em Cadeira de Rodas é jogado em quatro períodos de oito minutos, com até 12 jogadores por equipe sendo quatro jogando em quadra e oito na reserva. O objetivo principal do jogo é levar a bola sobre a linha de pontuação adversária, e também evitar que o outro time pontue.

A bola é idêntica a de vôlei e as regras básicas da dinâmica do jogo são: o atleta não pode carregar a bola por mais de 10 segundos sem quicar. Não pode haver contato físico em nenhum momento do jogo, caso aconteça a equipe é penalizada com falta. Para o gol ser válido é obrigatório o atleta estar com a posse de bola quando atravessar a linha do gol. O vencedor do jogo é a equipe que possuir maior número de gols no final da partida.

As classificações dos atletas variam entre 0.5; 1.0; 1.5; 2.0; 2.5; 3.0; 3.5, sendo que, quanto maior o comprometimento do atleta menor sua classificação funcional. Essa classificação equivale aos pontos dentro de quadra, ou seja, se o atleta é 0,5 ou 3,5, dentro da quadra ele é 0.5 ponto ou 3,5 pontos. Como regra, cada equipe escala quatro atletas para iniciar o jogo, sendo que não pode ultrapassar 8,0 pontos por equipe dentro de quadra.

De acordo com o manual de regras da Internacional Wheelchair Rugby

Federation a quadra deve ter dimensões de 28x15m e serem marcadas com linhas de quadra, linha central, círculo central, e duas áreas chaves.

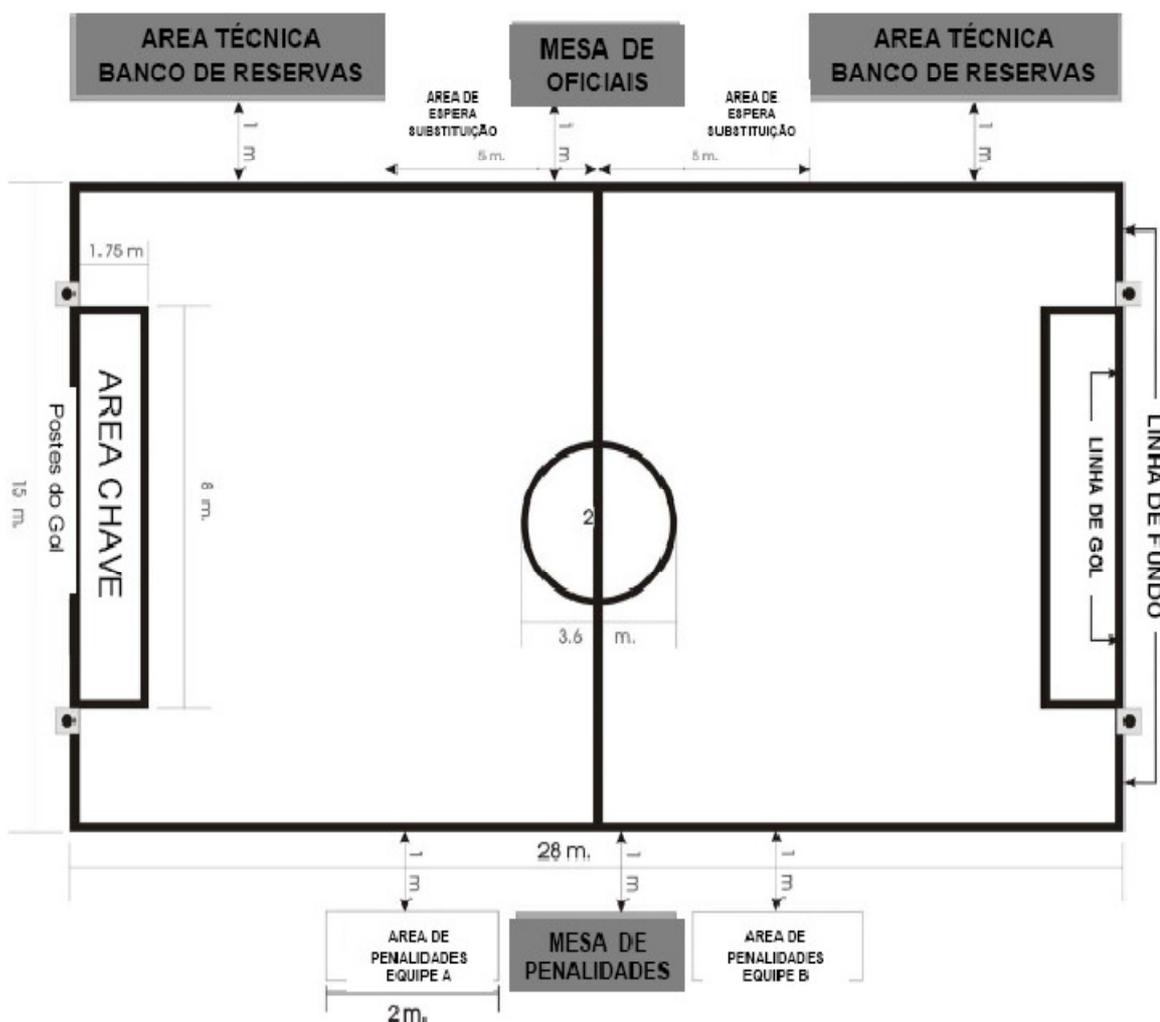


Figura 1: Quadra oficial de Rugby em Cadeira de Rodas (ABRC).

Por fim, segundo Winnick (2004) o Rugby em Cadeira de Rodas é a modalidade adaptada em cadeira de rodas que mais cresce no mundo. Possui características similares aos esportes coletivos, devido ao dinamismo do jogo e caráter intermitente, que são dependentes de uma boa capacidade aeróbia e anaeróbia (GOOSEY-TOLFREY et al., 2006). Ressaltando assim, a importância desse estudo.

3.2 Lesão Medular

Entende-se por lesão na medula espinhal ou lesão raquimedular ou traumatismo raquimedular uma alteração da função medular, devido a um trauma ou a uma doença (BROMLEY, 1997, GREVE; CASALIS; BARROS, 2001, DELIZA et al., 2002) que causa um comprometimento na transmissão dos impulsos nervosos, podendo gerar alterações variadas de sensibilidade e de controle motor voluntário e involuntário. Frontera (2001) afirma que a lesão medular pode levar a uma perda completa (tetraplegia e paraplegia) ou parcial (tetraparesia e paraparesia) do controle dos músculos inervados abaixo do nível de lesão, perda da força e resistência muscular e desmineralização óssea.

Para o ACSM (2004, p. 54): “a lesão da medula espinhal resulta em deterioração ou perda da função motora e /ou sensorial no tronco e/ou nas extremidades em virtude do dano dos elementos neurais localizados dentro do canal vertebral”. As lesões podem ser completas, quando o dano é tão extenso que nenhum impulso nervoso do cérebro atinge áreas abaixo do nível de lesão, ou incompletas quando alguns ou todos os nervos escapam à injúria (BROMLEY, 1997).

No Brasil, a incidência exata de lesões medulares traumáticas é desconhecida. Segundo Campos et al. (2008) isso ocorre pela falta de dados e trabalhos publicados a respeito da epidemiologia de tal lesão em nosso país. Porém, estima-se que no Brasil existam 180 mil habitantes com lesão medular e que 10 mil novos casos apareçam por ano, sendo a Região Sudeste a maior área de ocorrência (MASINI, 2001).

As lesões traumáticas, no Brasil, correspondem a 80% do total de lesões medulares, sendo o acidente automobilístico a principal causa, seguido por ferimento de armas de fogo e logo atrás quedas em geral. A faixa etária mais acometida é a de pessoas entre 18 e 40 anos, principalmente do sexo masculino (CRISTANTE, 2005). As etiologias das lesões podem ser visualizadas abaixo.

Quadro 1: Etiologia das lesões

Lesões Traumáticas	
Fraturas-luxações:	Acidentes de trânsito Esportes Quedas Acidentes de trabalho
Ferimentos:	Armas de fogo Armas brancas
Lesões não traumáticas	
Tumorais :	Extradurais: tumor ósseo primário ou metástases Intradurais Extramedulares: meningioma, neurofibroma Intradurais: gliomas, ependimomas, angiomas
Infeciosas:	Inespecíficas: abscessos, mielites Específicas: TBC, LUES, etc.
Vasculares:	Trombose, embolia
Degenerativas:	Espondilose
Malformações:	EX., Mielomeningocele
Outros:	Hêmias de disco, estenose de canal siringomielia

Fonte: LIANZA, 2001, p. 299.

Se a lesão medular é incompleta, algumas fibras nervosas são preservadas e assim, parte do impulso nervoso é transmitido, as alterações de sensibilidade e controle motor vão depender principalmente do local onde ocorreu a lesão medular e de sua gravidade. Porém, se a lesão for completa nenhum impulso nervoso aferente ou eferente consegue ser enviado às regiões inervadas abaixo do local da lesão, isso devido ao total comprometimento das estruturas internas da medula espinhal (GUTTMANN, 1973, MACHADO, 1986).

Saraiva et al. (1995) dizem que a lesão medular além de desencadear alterações no controle motor (perda total ou parcial da contração muscular) e em aspectos sensitivos, pode gerar alterações metabólicas, como o aumento significativo da sua gordura corporal, acarretando em grandes riscos à sua saúde. Esse aumento é justificado pela predisposição que lesados medulares possuem para o sedentarismo, devido principalmente à sua difícil inserção na sociedade (DEVIVO; GO; JACKSON, 2002).

De acordo com Hoffman (1986) a atividade física em lesados medulares é limitada devido à perda funcional da massa muscular e controle simpático. Com o sistema nervoso simpático deficiente, há uma desregulação do fluxo sanguíneo local e débito cardíaco. A

frequência cardíaca máxima após a lesão pode chegar à no máximo 110-130 batimentos por minuto. No entanto, o treinamento pode ajudar os pacientes a voltarem rapidamente para as atividades do dia a dia e manter um nível adequado de atividades.

Gabriel et al. (2006) encontraram que fatores neurais levaram a um aumento da força muscular, assim sugerem que esse aumento da força muscular sem hipertrofia significativa é resultado do envolvimento neural na aquisição de força muscular. Esses autores usando eletromiografia demonstraram ganhos de força no início da fase do período de treinamento e afirmam que isso se deve a um aumento na unidade neural.

De acordo com Hartkopp et al. (2003), em indivíduos com lesão medular o volume total de músculos utilizados durante um exercício diminui. E a lesão medular causa mudanças significativas em propriedades metabólicas, morfológicas e contração muscular no nível abaixo da lesão. Estudos longitudinais e transversais com o músculo humano paralisados têm revelado atrofia nas fibras e mudanças na composição das fibras. A proporção das fibras tipo IIB é aumentada e as fibras tipo I diminuem. Além disso, os músculos paralisados mostram uma diminuição da atividade mitocondrial enzimática e densidade capilar, o que indica baixa capacidade oxidativa.

De acordo com Gorla et al. (2007) as pessoas com lesão medular vêm adotando a prática esportiva como rotina e essas práticas são motivadas por diferentes objetivos, os quais são justificados pela sua importância no processo de reintegração, inclusão social, reabilitação ou promoção de uma melhor qualidade de vida, podendo esta, ser controlada através das avaliações da composição corporal e motoras.

3.3 Dinamômetro Isocinético

A Dinamometria refere-se a todo o tipo de processo que tem em vista a medição de forças, bem como, a medição da distribuição de pressões (ADRIAN; COOPER, 1995, AMADIO, 1996). Essa é uma área que utiliza instrumentos de medidas como os dinamômetros isocinéticos, que proporcionam informações quanto à dinâmica, isto é, movimento e desempenho mecânico dos grupos musculares (OSTERNIG, 1986, DVIR, 1995, OSTERNIG et al., 1996).

Nas últimas três décadas o Dinamômetro Isocinético tem sido usado para se determinar o padrão funcional do equilíbrio e da força dos músculos (HISLOP; PIERRE, 1967).

Trata-se de um aparelho ativo o qual possui um sistema servo motor hidráulico ou eletromecânico acoplado a um computador que permite gerar força em um movimento angular com uma velocidade pré-determinada, a qual pode variar de 0°/s a 600°/s (HAMILL; KNUTZEN, 1999).

O Dinamômetro Isocinético possui alavancas com eixos que se ajustam aos eixos de cada articulação testada, podendo ser realizadas contrações concêntricas, que são as contrações musculares impostas no mesmo sentido do movimento do aparelho, e as excêntricas, que são as contrações musculares impostas no sentido oposto ao movimento do aparelho (TERRERI; ANDRUSAITIS; MACEDO, 2004). O equipamento mantém a velocidade angular constante (medida em graus por segundo) do movimento e permite avaliar o segmento em condições dinâmicas (BALZOPoulos; BRODIE, 1989, KANNUS, 1994), desse modo, toda força que é aplicada ao equipamento pela musculatura a ser testada, recebe uma resistência igual e oposta (TERRERI; ANDRUSAITIS; MACEDO, 2004, BALZOPoulos; BRODIE, 1989), permitindo a análise do segmento em todo o arco de movimento (KANNUS, 1994).

Quando o movimento é igual ou acima da velocidade limite, o dinamômetro produz uma força igual de contenção para manter constante o movimento, característica esta que estimula o músculo em 100% de sua capacidade motora (PERRIN, 1993, SHINZATO; BATISTELA, 1996, DVIR, 1995). Os sistemas utilizados por esses equipamentos foram progressivamente melhorados do ponto de vista da confiabilidade dos dados e da facilidade operacional, permitindo também o registro e o estudo de outras variáveis do desempenho muscular, como o trabalho, a potência, a velocidade, a resistência e a fadiga (DVIR, 1995).

É recomendado que devam ser executadas medidas isocinéticas que garantam confiabilidade e interpretação: aparelho calibrado, ambiente climatizado, fixação do indivíduo adequadamente ao isocinético, indivíduo capacitado para a avaliação (em bom estado geral de saúde), alimentação e hidratação adequadas precedentes a qualquer teste de força (MAYER et al., 2001, DVIR, 2002).

As informações dos parâmetros da função muscular, como torque articular, trabalho, potência e resistência muscular, pode nos ser dada através de uma avaliação no dinamômetro isocinético. Torque = Força x Distância e pode ser avaliado através do pico de torque (maior valor encontrado na curva do torque), ou seja, o torque articular é definido pelo produto de uma força pelo comprimento do braço de alavanca onde atua esta força ou pela média

dos valores do torque durante a realização do ou dos movimentos (SHINZATO; BATISTELA 1996).

Segundo Terreri (2001), o pico de torque pode ser expresso pela percentagem do peso corporal do indivíduo, com o objetivo de comparar grupo de indivíduos. O torque e a velocidade angular de movimento são grandezas inversamente proporcionais, ou seja, quanto menor a velocidade angular realizada, maior será o torque; quanto maior a velocidade, menor o torque.

Enquanto que o índice de fadiga, ou índice de resistência, segundo o autor é obtido quando o número de repetições for igual ou superior a seis, mostrando-se a proporção (em percentagem) da metade final sobre a metade inicial do trabalho realizado; se o seu valor for, por exemplo, de 80%, isto expressa que a 2ª metade das repetições representou um valor de 80% comparada à 1ª metade; logo, a diferença de 20% pode ser referida como índice de fadiga da metade final; representa energia que utiliza metabolismo anaeróbio.

O equilíbrio da articulação glenoumeral é determinado pelo manguito rotador, por sua força dinâmica. Os desequilíbrios musculares, principalmente no manguito rotador, foram registrados em atletas com instabilidade da articulação glenoumeral e síndrome de impacto (WARNER et al., 1992). A avaliação da força dinâmica da musculatura do manguito rotador é de primordial importância no tratamento e na triagem preventiva da articulação glenoumeral. A musculatura do supra-espinhosos, infra-espinhosos, subescapular e redondo menor realiza a coaptação transversal do ombro dando maior estabilidade à articulação (KAPANDJI, 1990).

Dehail et al. (2008) dizem que como as extremidades superiores dos usuários de cadeira de rodas se tornam os segmentos de propulsão dos mesmos, isso acaba causando um desequilíbrio muscular agonista/antagonista nos ombros. E os métodos de avaliação do torque muscular agonista/antagonista normalmente, são feitos visualizando o pico de torque, concêntrico ou excêntrico, porém sem nenhuma referência aos ângulos os quais esses torques máximos foram mensurados.

Segundo esses autores, é provável que os picos de torque não ocorram no mesmo ângulo para músculos agonistas e antagonistas, isso sugere que a relação pico de torque feito dessa forma não descreve adequadamente o equilíbrio muscular dinâmico agonista-antagonista de uma articulação. Por esse motivo fizeram uma nova abordagem interpretativa onde mediram o torque em seções de ângulos específicos da articulação do ombro ao longo de um

intervalo de movimento selecionado. A hipótese era de que esse método poderia fornecer uma melhor visão sobre o equilíbrio muscular do ombro do que os métodos até então usados.

Para todos os movimentos investigados o dinamômetro isocinético foi ajustado de forma passiva e os dezesseis participantes foram instruídos a forçarem concentricamente no movimento desejado. Foi dado um aquecimento e para cada movimento testado duas tentativas foram realizadas para cada grupo muscular, com trinta segundo de descanso entre cada contração e dois minutos quando a direção do movimento foi alterada. Para todos os movimentos testados, a máxima contração concêntrica é realizada em 30, 60 e 120 graus por segundo.

No geral, semelhantes curvas de torque foram encontradas nas três velocidades angulares para flexão/extensão e adução/abdução de ombro. Normalmente, o torque de flexão e extensão bem como o de adução e abdução é mais alto no início da amplitude do movimento testado e diminui progressivamente daí em diante. Os pontos onde o torque muscular agonista/antagonista são iguais sempre ocorreram no quinto subgrupo do ângulo 15° (26 - 40°) para os movimentos de flexão/extensão do ombro e dentro do primeiro subgrupo do ângulo 15° (15 - 29°) para o movimento de adução/abdução do ombro, independente da velocidade angular.

Modificações significativas dos índices de torque da flexão/extensão e adução/abdução do ombro foram observadas de acordo com o subgrupo avaliado, neste caso o de ângulo 15°. Mais precisamente, o declínio progressivo de ambos os índices de flexão/extensão e adução/abdução foram notados enquanto a flexão ou abdução do ombro progrediu.

Essa nova abordagem leva a uma melhor estimativa do balanço muscular agonista/antagonista do que a tradicional análise do pico de torque. Em indivíduos com paraplegia, esta estimativa precisa dos índices de torque podem levar ao desenvolvimento de programas de fortalecimento específico do ombro para evitar desequilíbrio muscular e suas conseqüências.

Kakebeeke et al. (2005) testaram a reprodutibilidade das medições de torque da musculatura do ombro em indivíduos com lesão medular em um dinamômetro isocinético. Dez indivíduos com lesão medular foram instruídos a produzir torque máximo de flexão/extensão do cotovelo, adução/abdução e rotação interna/externa do ombro.

Os voluntários foram recrutados quatro vezes - duas delas por dois investigadores separadamente - ocasiões na qual três modos de contração (concêntrica, excêntrica e isométrica) foram testados. As medições no cotovelo foram menos reprodutíveis do que as do

ombro. As correlações intra classe da força isométrica do ombro foram as mais altas. Os coeficientes de variação foram maiores para a inter-do que as medidas intra-teste. Este estudo demonstra que, entre os músculos testados a aplicação de força mais reprodutível foi obtida durante o esforço isométrico dos rotadores do ombro, quando estes foram realizados pelo mesmo avaliador.

Os três métodos de contração para a adução tiveram resultados diferentes de um avaliador para outro. Para todos os modos de contração na abdução e adução houve uma significativa interação entre o avaliador e o voluntário, isso implica que os resultados foram influenciados pela combinação de um indivíduo e seu avaliador. A interação também foi encontrada para a rotação interna concêntrica e excêntrica.

A força interna e externa da rotação do ombro foram mais reprodutíveis, porém as medidas de adução e abdução do ombro foram menos reprodutíveis. As menores correlações da intra classe foram obtidas para as medições do cotovelo.

Noreau e Vachon (1998) compararam três métodos de mensurar a força muscular em indivíduos com lesão medular: o manual muscle test (MMT), hand-held myometry e dinamômetro isocinético. A amostra continha 38 indivíduos no total, entre eles homens e mulheres, os quais tiveram a força de ambos os membros superiores avaliada por MMT e Myometry e o lado mais forte pelo dinamômetro isocinético. Os testes tinham no mínimo um dia de separação entre um e outro e eram realizados por um único avaliador.

Diferenças significativas e não significativas nos valores médios de força na Myometry foram observados entre níveis consecutivos do MMT. No entanto, os resultados da Myometry dentro de cada grade de MMT, levaram a uma significativa sobreposição entre duas grades adjacentes de cada grupo muscular.

Variáveis correlações foram observadas entre os valores de força medidos pelo MMT e Myometry para indivíduos com lesão medular. Resultados similares foram observados quando comparados MMT e dinamômetro isocinético.

Moderada correlação de força foi observada entre valores de força medidos pela Myometry e dinamômetro isocinético. Esses resultados sugerem que o método MMT não parece ser suficientemente sensível para avaliar a força muscular, pelo menos para a grade 4 ou maiores, e para detectar pequenos ou moderados aumentos de força durante a reabilitação. Desde que os resultados das medidas são importantes na reabilitação, medidas objetivas de força devem ser

usadas em clínicas. Considerando o custo e tempo de avaliação, a técnica de Myometry parece ser bem útil.

A potência anaeróbia reflete a habilidade para usar o sistema fosfagênios, enquanto que a capacidade anaeróbica reflete a capacidade de extrair energia a partir da combinação da glicólise anaeróbia e sistema fosfagênios. O pico de torque e o índice de fadiga, são variáveis que refletem esses metabolismos respectivamente (BOUCHARD et al., 1991; PERRIN, 1993). Desempenho anaeróbio depende de muitos fatores, como idade e sexo (MAUGHAN; WATSON; WEIR, 1983, TANAKA et al., 1993), composição das fibras musculares (ESBJÖRNSSON et al., 1993), área seccional muscular (REILLY et al., 1990) e formação (SAAVEDRA et al., 1991).

Assim sendo, podemos utilizar o aparelho Isocinético como forma de avaliar o Pico de Torque e o Índice de Fadiga reproduzindo o gesto específico do Rugby em Cadeira de Rodas. Essas duas variáveis são importantes para que possamos supor quais são os atletas de melhores sprints e o quanto conseguem manter desse sprint.

4 Metodologia

4.1 Amostra

A amostra foi composta por seis sujeitos com idade média de $30,35 \pm 6,62$ anos, com a média de $38,33 \pm 17,77$ meses de prática no Rugby em Cadeira de Rodas e com $7,22 \pm 2,43$ anos de lesão medular. Com a exceção do sujeito C o qual era paraplégico de lesão alta, porém classificado segundo a IWRF (1999) como tetraequivalente, todos eram tetraplégicos. E com a exceção do sujeito F, todos os outros eram jogadores de ataque, ou seja, de pontuação alta segundo a IWRF (1999). Isso significa que o mesmo é mais comprometido do que os demais atletas de pontuação mais alta.

Tabela 1: Caracterização dos sujeitos

Sujeito	Idade (anos)	LE	TL (anos)	TP (meses)	CL	CF IWRF
A	31,35	C6-C7	7,65	22	Acidente Automobilístico	2,5
B	41,15	C5-C6	8,40	18	Queda	2,5
C	28,47	T2*	7,25	40	Acidente Automobilístico	3,0
D	24,64	C7	3,59	50	Mergulho	2,5
E	22,91	C7	5,70	50	Mergulho	2,5
F	33,61	C6	10,78	50	Mergulho	1,0
Média	30,35	-	7,22	38,33	-	-
DP	6,62	-	2,43	14,77	-	-

Legenda: TL= Tempo de lesão; TP= Tempo de prática no esporte (Rugby em Cadeira de Rodas); LE= Lesão; CL= Causa da lesão; CF=Classificação da Lesão segundo IWRF; DP=Desvio Padrão.

* O sujeito C é um tetraequivalente com paraplegia e com os músculos lumbricais lesados.

Tabela 2: Antropometria dos sujeitos

Sujeito	Massa (kg)	Estatura (cm)	%G
A	65	171	25,7
B	66	179,5	18,6
C	57	170	15,8
D	60	157	14,8
E	70	172	38
F	76	185	26,2
Média	65,66	172,41	23,18
DP	6,83	9,53	8,72

Legenda: DP = Desvio Padrão; %G = Porcentagem de Gordura.

A porcentagem de gordura foi calculada pelo DEXA que é considerada como "padrão-ouro" nos estudos de validação de métodos e equações para a avaliação da composição corporal e, principalmente, por ser uma das técnicas densitométricas mais usadas no mundo, para determinação da densidade óssea (KHAN et al., 2001, SILVA, 2001).

4.2 Protocolo

Para uma maior aproximação da avaliação da força muscular com a prática desenvolvida por lesados medulares durante o jogo, foi aplicada uma avaliação isocinética utilizando um protocolo adaptado para membros superiores, mediante a utilização de um dinamômetro (Biodex System 4 PRO, USA) em duas velocidades distintas: 210°/seg. e 300°/seg. O posicionamento do indivíduo e o alinhamento das articulações foram efetuados de acordo com o posicionamento dos indivíduos em suas cadeiras de competição, sendo necessário modificar as instruções padrão definidas para o equipamento pela Biodex Medical System, Inc (WILK, 1991). A cadeira foi mantida a 0° de rotação e 85° de inclinação e o dinamômetro a 0° de rotação e 15° de inclinação, para simular a cambagem da cadeira de rodas. Após os indivíduos estarem confortavelmente sentados, procedeu-se à colocação das bandas bem ajustadas ao nível do

tronco, quadril e coxa de modo a estabilizar estes segmentos corporais e restringir o máximo possível a realização de movimentos acessórios. O eixo de rotação do dinamômetro foi alinhado aproximadamente com a cabeça do fêmur do avaliado, utilizando uma roda como implemento para simular a cadeira de rodas.

Em seguida, procedeu-se com o seguinte protocolo: uma série de aquecimento de cinco repetições a $210^{\circ}/\text{seg.}$ de movimentos concêntricos simulando o movimento de propulsão da cadeira de rodas, conforme mostram as figuras 2 e 3. Após um minuto de descanso, foi dado início ao protocolo que consistiu em três séries de movimentos concêntricos simulando o movimento de propulsão da cadeira de rodas, com intervalos de três minutos entre elas, sendo: uma série de cinco movimentos a $210^{\circ}/\text{seg.}$, uma de 15 movimentos a $300^{\circ}/\text{seg.}$ e a última de 30 movimentos a $300^{\circ}/\text{seg.}$

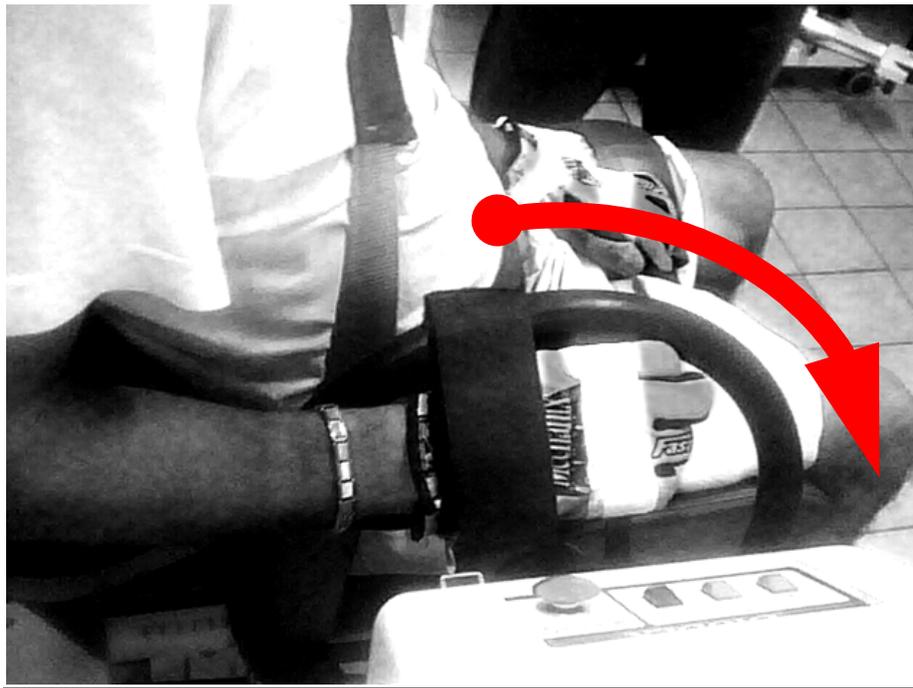


Figura 2: Fase inicial do movimento no Dinamômetro Isocinético.
Fonte: Arquivo pessoal de Felipe Machado.



Figura 3: Fase final do movimento no Dinamômetro Isocinético.
Fonte: Arquivo pessoal de Felipe Machado.

4.3 Procedimento Estatístico

Devido ao reduzido número de casos de cada variável, em cada exercício foi utilizado procedimento de análise gráfica, gráfico de comparação de Quartis (FOX, 2008, FOX; WEISBERG, 2011, ATKINSON, 1985). E quando houve dúvida nas distribuições dos gráficos, foi utilizado o recurso da comparação de simetria e Curtose da variável em dúvida, processo realizado no software estatístico R-plus[®] 2.14. Foi adotado um nível de significância de 5% ($p < 0,05$).

4.4 Aspectos Éticos da Pesquisa

O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos, da Faculdade de Ciências Médicas da Unicamp, sob o protocolo N° 405/2009, como também, adotou diretrizes e normas que regulamentam a pesquisa com seres humanos conforme a Lei 196/96. Os atletas participantes assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Anexo I), autorizando a publicação dos dados nesse estudo.

5 Resultados e Discussão

O presente estudo desenvolvido com atletas de Rugby em Cadeira de Rodas possui como meta analisar o Pico de Torque e o Índice de Fadiga que cada atleta apresenta de forma confiável, reprodutível e o mais parecido possível da realidade do esporte. O reduzido número de voluntários se deve ao fato da dificuldade de encontrar indivíduos com esse perfil e pelo fato desse estudo utilizar um protocolo piloto e não validado.

Para avaliar o Pico de Torque e o Índice de Fadiga, os voluntários completaram cinco, quinze e trinta repetições e os resultados obtidos são observados na Tabela 3.

Tabela 3: Valores médios e desvio padrão de Pico de Torque e Índice de Fadiga do braço direito e esquerdo em cinco, quinze e trinta repetições.

SÉRIES	PT D(N/m)	PT E (N/m)	IF D (%)	IF E (%)
5 repetições	45,53 ±19,21	39,85 ±18,74	*10,23 ±19,99	*31,56 ±5,78
15 repetições	44,15 ±18,08	35,83 ±15,71	17,43 ±11,54	27,66 ±14,63
30 repetições	43,68 ±17,74	34,2 ±15,87	31,26 ±8,71	29,28 ±4,54

Legenda: PT D = Pico de Torque do braço direito; PT E = Pico de Torque do braço esquerdo; IF D = Índice de Fadiga do braço direito; IF E = Índice de Fadiga do braço esquerdo.

*P < 0,05

Em cinco repetições a média do Pico de Torque do braço direito foi 45,53±19,21 N/m enquanto o do braço esquerdo foi 39,85±18,74 N/m. Não houve diferença significativa entre os dois braços.

O Índice de Fadiga do braço direito foi de 10,23±19,99% e do braço esquerdo foi de 31,56±5,78%. O que mostra diferença significativa um do outro.

Apesar das referências apresentadas no Manual Biodex sobre valores considerados baixos ou altos para Pico de Torque e Índice de Fadiga, as mesmas não foram levadas em consideração pelo fato de serem normatizadas para um público diferente. Nesse estudo, utilizamos atletas de alto rendimento e com lesão medular. Ainda que timidamente,

alguns estudos aparecem com esse tipo de população, porém não tem valores referenciais para essa comparação. Por esse motivo apresentaremos os dados de forma íntegra, sem comentar o quanto os valores são considerados baixos ou altos para esse tipo de população.

Não foi encontrado nenhum estudo com scout de quantas propulsões um atleta realiza em um ataque, então tentamos usar um número de repetições que consideramos possível para observarmos o Índice de Fadiga e que se aproxime da realidade de um jogo. Então se utilizou quinze repetições, que deu um Pico de Torque do braço direito de $44,15 \pm 18,08$ N/m e do braço esquerdo de $35,83 \pm 15,71$ N/m, sem diferença significativa entre eles e sem diferença significativa entre essa série e a de cinco repetições.

O índice de fadiga do braço direito foi $17,43 \pm 11,54\%$ e do braço esquerdo foi de $27,66 \pm 14,63\%$, também sem diferença significativa entre eles e sem diferença significativa entre essa série e a de cinco repetições.

Utilizou-se trinta repetições para uma série a qual é suposta como infalível para observar o Índice de Fadiga, isso porque não se sabia se as quinze repetições mostrariam algum indício de fadiga. Além disso, a série de quinze repetições poderia se comportar de forma diferente ao pensarmos no pico de torque, o que não aconteceu se comparar a série de cinco com a de quinze repetições.

Em trinta repetições, o Pico de Torque do braço direito foi de $43,68 \pm 17,74$ N/m e do braço esquerdo foi de $34,2 \pm 15,87$ N/m, sem diferença significativa entre eles. Já o Índice de Fadiga do braço direito foi de $31,26 \pm 8,71\%$ e do braço esquerdo $29,28 \pm 4,54\%$ também sem diferença significativa entre as séries e entre os braços dessa mesma série.

As Figuras 4, 5, 6 e 7 apresentam graficamente os valores de comparação entre os grupos de repetições.

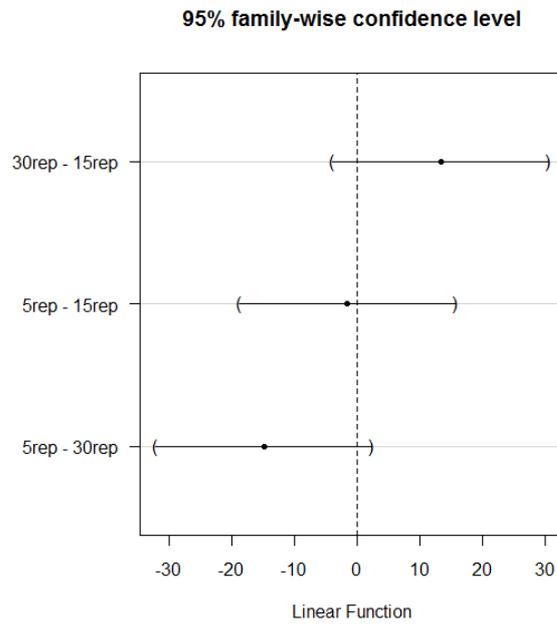


Figura 4: Comparação Grupos Exercício (5, 15 e 30 repetições) na variável Índice de Fadiga para o Braço Direito

Não houve diferença significativa devido à sobreposição dos intervalos de confiança no gráfico.

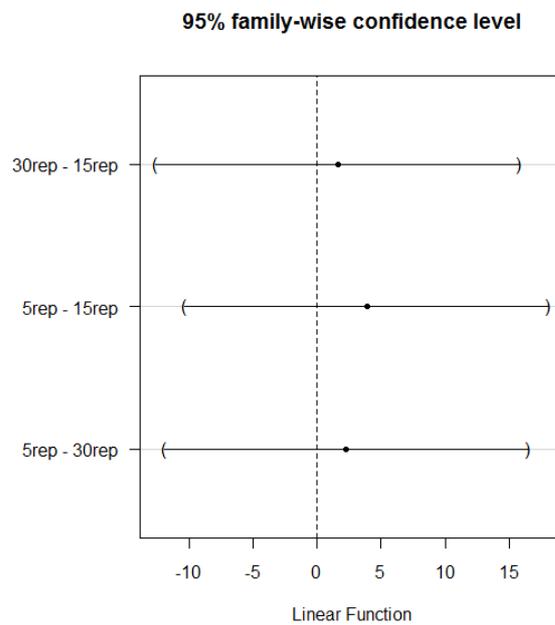


Figura 5: Comparação Grupos Exercício (5, 15 e 30 repetições) na variável Índice de Fadiga para o Braço Esquerdo

Não houve diferença estatística e pela sobreposição dos intervalos de confiança.

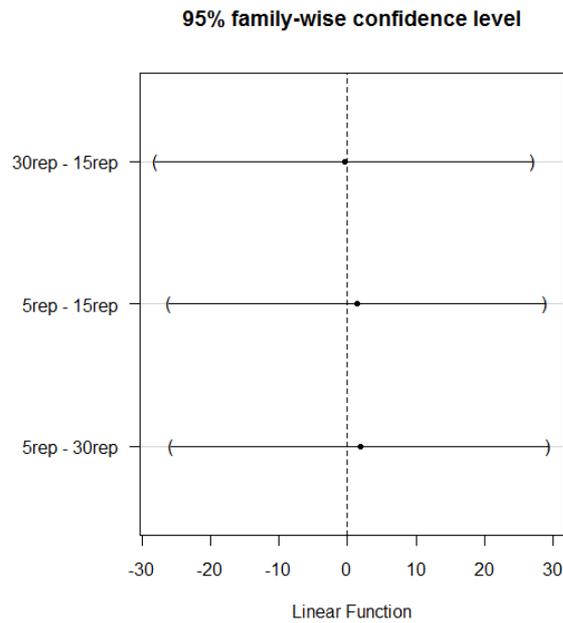


Figura 6: Comparação Grupos Exercício (5, 15 e 30 repetições) na variável Pico de Torque para o Braço Direito

Também não houve diferença significativa em relação ao Pico de Torque do braço direito pela sobreposição dos intervalos de confiança.

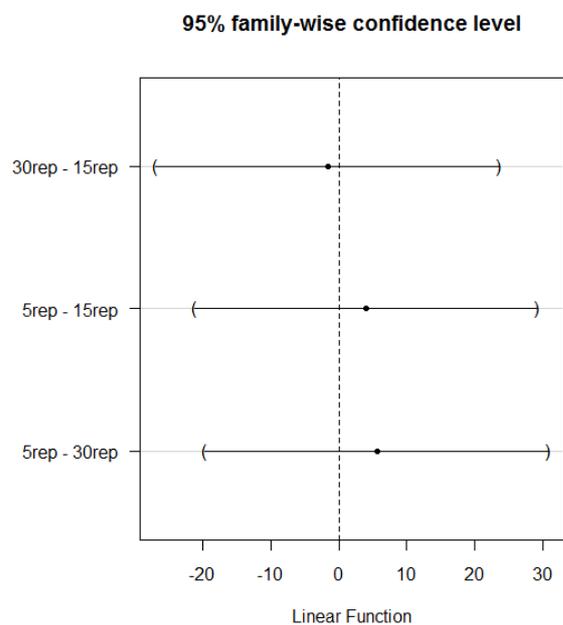


Figura 7: Comparação Grupos Exercício (5, 15 e 30 repetições) na variável Pico de Torque para o Braço Esquerdo

Não houve diferença estatística devido à sobreposição dos intervalos de confiança. O método usado foi o de ANOVA para um fator (one way) comparando os momentos

5, 15 e 30 repetições dos sujeitos da pesquisa. Método utilizado depois da verificação da normalidade dos dados, conferida pelo método de simetria e curtose.

Para a comparação do Pico de Torque entre os dois braços, foram divididos os momentos e utilizado o teste “t” para dados pareados, para a comparação do pico de torque dos dois braços nos exercícios de 5, 15 e 30 repetições, não encontrando diferença significativa entre ambos, sendo $p=0,32$, $p=0,17$ e $p=0,15$, respectivamente.

Já na comparação do índice de fadiga entre os dois braços, foi encontrada diferença significativa, tendo um nível de significância de $p=0,03$. Para os outros exercícios, não foram identificadas diferenças significativas ($p=0,28$ e $0,56$ respectivamente para os exercícios de 15 e 30 repetições).

Considerações Finais

O fato de não haver diferença do Índice de Fadiga entre nenhuma das séries talvez se deva ao fato do movimento ser feito somente concentricamente, ou seja, no away. Como não foi feita a fase excêntrica do movimento, o toward foi feito de forma passiva. Esse tempo de toward pode ter dado aos voluntários um tempo de descanso significativo a ponto de não deixar cair o Índice de Fadiga.

Como não houve familiarização, os voluntários podem não ter atingido o Pico de Torque máximo na primeira série. O que poderia ser outra explicação para o fato do Índice de Fadiga não mostrar diferença entre as séries.

Outra explicação para esse resultado é o fato do estudo ter poucos voluntários, por ser um estudo piloto sem um protocolo validado.

Estudos com mais sujeitos seriam importantes para a confirmação científica dessa questão. Como estudos sobre o Rugby em Cadeira de Rodas são produzidos em baixa escala, o progresso de outros estudos também é dificultado. Por esse motivo, estudos sobre demandas fisiológicas, particularidades das lesões, biomecânica do movimento na cadeira de rodas e análise de jogo facilitariam e incentivariam a evolução de novos estudos.

O presente estudo visou proporcionar para a literatura novos parâmetros a respeito da avaliação isocinética para atletas de Rugby em Cadeira de Rodas, por meio de um protocolo desenvolvido levando em consideração a especificidade dos movimentos da modalidade e assim, conseqüentemente, oferecer informações para auxiliar profissionais que trabalham com preparação física e reabilitação para os praticantes dessa modalidade.

Referências

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE RÚGBI EM CADEIRA DE RODAS. (ABRC). **Site oficial**. Disponível em: <http://www.rugbiabrc.org.br/>. Acesso em: 09/09/2011.

ACMS. **Pesquisas do ACMS para a fisiologia do exercício clínico**: afecções musculoesqueléticas, neuromusculares, neoplásticas, imunológicas e hematológicas. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2004.

ADRIAN, M.; COOPER, J. **Biomechanics of human movement**. Boston: McGraw-Hill, 1995.

ALEXANDER, M. J. L. The relationship between muscle strength and sprint kinematics in elite sprinters, **Can J Sports Sci**, v. 14, p. 148-157, 1989.

AMADIO, A. **Fundamentos biomecânicos para a análise do movimento humano**. São Paulo: EDUSP, 1996.

ARAÚJO, P. F. **Desporto adaptado no Brasil**: origem, institucionalização e atualidade. Brasília. Ministério da Educação e do Desporto/ INDESP, 1998.

ATKINSON, A. C. **Plots, transformations, and regression**: an introduction to graphical methods of diagnostic regression analysis. Oxford: Oxford University, 1985.

BAKER D.; NANCE S. The relation between strength and power in professional rugby league players. **J Strength Cond Res**, v. 13, n. 3, p. 224–229, 1999.

BALTZOPOULOS, V.; BRODIE, D. A. Isokinetic dynamometry: applications and limitations. **Sports Med**, v. 8, n.2, p. 101-116, 1989.

BERNARD, L. P.; PROU, E.; CODINE, P. Le renforcement musculaire isocinétique peut-il prévenir les lésions musculo-tendineuses du sportif. In: SIMON, L.; PELISIER, J.; HÉRRISSON, CH. **Progrès en médecine physique et de réadaptation**: 3. ed. Paris: Masson, 1999.

BROMLEY, I. **Paraplegia e tetraplegia: um guia teórico e prático para fisioterapeutas, cuidadores e familiares.** 4. ed. Rio de Janeiro: Revinter, 1997.

BOUCHARD G, et al. Paradis M. Seasonality and variability of the interestrus interval in the bitch. **Theriogenology**, v.36, p.41-50, 1991.

CAMPOS, M. F. et al. Epidemiologia do traumatismo da coluna vertebral no serviço de neurocirurgia do hospital Heliópolis, São Paulo, Brasil. **Rev Col Bras Cirur**, v. 35, n. 2, p. 88-93, 2008.

CRISTANTE, A. R. L. Aspectos clínicos. In: MOURA, E. W.; SILVA, P. A. C. **Fisioterapia: aspectos clínicos e práticos da reabilitação.** São Paulo: Artes Médicas, 2005.

DELIZA, J. A.; GANS, B. M. **Tratado de medicina de reabilitação: princípios e pratica.** 3. ed. São Paulo: Manole, 2002. v. 2.

DEVIVO, M. J.; GO, B. K.; JACKSON, A. B. Overview of the national spinal cord injury statistical center database. **J Spinal Cord Med**, v. 25, p. 335-338, 2002.

DOWSON, M. N. et al. Modelling the relationship between isokinetic muscle strength and sprint running performance. **J Sport Sci**, v. 16, p. 257-265, 1998.

DVIR, Z. **Isolinetics, muscle testing, interpretation and clinical applications.** New York: Churchill Livingstone, 1995.

_____. **Isocinética: Avaliações musculares, Interpretações e Aplicações Clínicas.** São Paulo: Manole, 2002.

FEDERAÇÃO INTERNACIONAL DE RUGBY EM CADEIRA DE RODAS. (IWRF). Site oficial. Disponível em: <http://www.iwrf.com/>. Acesso em: 09/09/2011

FOX, J. **Applied regression analysis and generalized linear models**, 2nd ed. New York: Sage, 2008.

_____.; WEISBERG, S. **An R companion to applied regression.** 2nd ed. New York: Sage, 2011.

FRONTERA, W. R. et al. **Exercício físico e reabilitação.** Porto Alegre: Artmed, 2001.

FRONTERA, W. R.; DAWSON, D. M.; SLOVIK, D. M. **Exercício físico e reabilitação.** São Paulo: Artmed, 2003.

GABRIEL D. A.; KAMEN G.; FROST G. Neural adaptations to resistive exercise: mechanisms and recommendations for training practices. **Sports Med**, v. 36, p. 133-49, 2006.

- GOOSEY-TOLFREY, K.; GOSSEY-TOLFREY, V. L.; CAMPPELL, I. G. Oxygen uptake-heart rate relationship in elite wheelchair racers. **Eur J App Physiol**, v. 86, n. 2, p. 174-178, 2001.
- GOOSEY-TOLFREY, V. L.; KIRK, J. H. Effect of push frequency and strategy variations on economy and perceived exertion during wheelchair propulsion. **Eur J App Physiol**, v. 90, n 1/2, p. 154-158, 2003.
- GOOSEY-TOLFREY, V. L.; SINDALL, P. The effects of arm crank strategy on physiological responses and mechanical efficiency during submaximal exercise. **J Sports Sci**, v. 25, n. 4, p. 453-460, 2007.
- GOOSEY-TOLFREY, V. L. et al. A kinetic analysis of trained wheelchair racers during two speeds of propulsion. **Med Eng & Physics**, v. 23, n. 4, p. 259-266, 2000.
- GORLA, J. I. et al. A composição corporal em indivíduos com lesão medular praticantes de basquetebol em cadeira de rodas. **Arq Cien Saúde UNIPAR**, v. 11, n. 1, p. 39-44, 2007.
- GORLA, J. I.; CAMPANA, M. B.; OLIVEIRA, L. Z. **Teste e avaliação em esporte adaptado**. São Paulo: Phorte, 2009.
- GREVE, J. M. D.; CASALIS, M. E. P.; BARROS FILHO, T. E. P. **Diagnóstico e tratamento da lesão da medula espinal**. São Paulo: Roca, 2001.
- HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. **Bases biomecânicas do movimento humano**. São Paulo: Manole, 1999.
- HARTKOPP A. et al. Effect of training on contractile and metabolic properties of wrist extensors in spinal cord-injured individuals. **Muscle Nerve**; v. 27, p. 72-80, 2003.
- HISLOP, H. J.; PIERRE, J. J. The isokinetic concept of exercise. **Physioth Therapy**, v. 47, p.114-117, 1967.
- HOFFMAN M. Cardiorespiratory fitness and training in quadriplegics and paraplegics. **Sports Med**; v. 3, p. 312-330, 1986.

INTERNATIONAL PARALYMPIC COMMITTEE (IPC). Disponível em:
<[www;paralympic.org/IPC/](http://www.paralympic.org/IPC/). Acesso em: 09/09/2011.

INTERNATIONAL WHEELCHAIR RUGBY FEDERATION. International Wheelchair Rugby Classification Manual. England, 1999.

KANNUS P. Isokinetic evaluation of muscular performance: implications for muscle testing and rehabilitation. **Int J Sports Med**, v.15, suppl. 1, p. :S11-18, 1994.

KAPANDJI, I. A. **Fisiologia articular**: ombro. 4. ed. São Paulo: Manole, 1990. cap.1.

KHAN, K, et al. Physical activity and bone health. Champaign: Human Kinetics, 2001.

LIANZA, S. **Medicina de reabilitação**. 3.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2001.

Manual de aplicações e operações Biodex Multi Joint System 3. Pro Biodex Medical Systems, NY,<http://www.biodex.com> and the computer software program version 3.29 and 3.30).

MARTÍNEZ, J. L. Quad rugby. **EF Deportes**: Revista Digital, Buenos Aires, n. 66, 2003.

MASINI, M. Estimativa da incidência e prevalência de lesão medular no Brasil. **J Bras Neurocir**, v. 12, n. 2, p. 97-100, 2001.

MAYER, F. et al. Diagnostics with isokinetic devices in shoulder measurements: potentials and limits. **Isokinet Exer Sci**, v. 9, n. 1, p. 19-25, 2001.

MERO A.; KOMI P. V.; GREGOR R. J. Biomechanics of sprint running: a review. **Sports Med**, v. 13, n. 6, p. 376-392, 1992.

MODLESKY, C. M. et al. Assessment of skeletal muscle mass in men with spinal cord injury using dual-energy X-ray absorptiometry and magnetic resonance imaging. **Eur J Appl Physiol**, v. 96, n. 2, p. 561-565, 2004.

NEWMAN M. A.; TARPENNING K. M.; MARINO F. E., Relationships between isokinetic knee strength, single sprint performance and repeated-sprint ability in football players. **J Strength Condit Research**, v. 18, n. 4, p. 867–872, 2004.

OSTERNIG, L.R. Isokinetic dynamometry: implications for muscle testing and rehabilitation. **Exer Sports Sci**, v. 14, p. 45-80, 1986.

OSTERNIG, R. L., JAMES, R. C., BERCADES, T. D. Eccentric knee flexor torque following anterior cruciate ligament surgery. **Med Sci Sports and Exer**, v. 28, n. 10, p. 1229-34, 1996.

PERRIN, H. D. **Isokinetic exercise and assessment**. Champaign: Human Kinetics, 1993.

R DEVELOPMENT CORE TEAM: R: a language and environment for statistical computing. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria. Disponível em: URL <http://www.R-project.org/>.

SARAIVA, R. A. et. al. As bases fisiopatológicas para a anestesia no paciente com lesão medular. **Rev Bras Anest**, v. 45, n. 6, p. 387-398, 1995.

SILVA, B. V. **Jogos desportivos coletivos adaptados em cadeira de rodas**: possibilitando competências. 2008. Trabalho de Conclusão de Curso (Especialização em Atividade Motora Adaptada) -Faculdade de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2008.

SHINZATO, T. G.; BATTISTELA, R. L. Exercício Isocinético - Sua utilização para Avaliação e Reabilitação Músculo-Esquelética. **Rev Âmbito Med Desp**, v. 1, p. 11-18, 1996.

SKAGEN K. et al. Sympathetic reflex control of subcutaneous blood flow in tetraplegic man during postural changes. **Clin Sci**, v. 62, p. 605-609, 1982.

TEASELL R. W. et al. Cardiovascular consequences of loss of supraspinal control of the sympathetic nervous system after spinal cord injury. **Arch Phys Med Rehab**, v. 81, p. 506- 516, 2000.

TERRERI A. S., ANDRUSAITIS F. R., MACEDO O.G. Cinésioterapia. In: AMATUZZI M. M.; GREVE J. M.; CARAZZATO J. G. **Reabilitação em medicina do esporte**. São Paulo: Roca; 2004. p. 61-78.

THORLAND W. G. et al. Strength and anaerobic responses of elite young female sprint and distance runners. **Med Sci Sport Exer**, v. 19, n. 1, p. 56–61, 1987.

WINNICK, J. P. **Educação física e esportes adaptados**. 2. ed. Barueri: Manole, 2004.

YILLA, A.; SHERRILL, C. Validating the beck battery of quad rugby skills tests. **Adapted Physical Activity Quarterly**, v. 15, n. 2, p. 155-167, 2006.

WARNER, J. J. P. et al. Anatomy and relationships of the suprascapular nerve: Anatomical constraints to mobilization of the supraspinatus and infraspinatus muscles in the management of massive rotator-cuff tears. **J Bone Joint Surg**, v. 74A, n. 1, p. 36-45, 1992.

WILK, E.; WILK, P.T. **Isokinetic testing**: goals, standards and knee test interpretation. Biodex Corporation, 1991.

Anexo: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

TERMO DE CONSENTIMENTO DO PARTICIPANTE DA PESQUISA

Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Educação Física
Departamento de Estudos da Atividade Motora Adaptada

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Objetivo da pesquisa: Obter dados sobre a perda de eficiência durante uma série de repetições do movimento de afundo em atletas de Esgrima em cadeiras de rodas, após oito semanas de treinamento no protocolo estipulado.

Procedimentos da Pesquisa: Caso você aceite participar desta pesquisa, será submetido a duas avaliações em um aparelho que é capaz de coletar dados sobre a perda de eficiência (Biodex®), localizado no laboratório de Fisiologia do exercício, na Faculdade de Educação Física, situado na Avenida Érico Veríssimo s/n – Barão Geraldo, com o objetivo de coletar dados sobre valores da força realizada pelos ombros; além da coleta de peso, estatura e dobras cutâneas. **Desconforto e riscos de participação:** Não estão previstos riscos para os participantes da pesquisa.

Benefícios da Pesquisa: Você receberá uma cópia do resultado da avaliação realizada no Biodex®, em prol de sua participação, e estará ajudando a aumentar o conhecimento acadêmico acerca deste conteúdo e para a divulgação da Esgrima em Cadeira e Rodas. Portanto não receberá nenhuma bonificação em dinheiro. **Esclarecimentos:** Você é convidado a participar da pesquisa, portanto não é obrigado a aceitar e pode se recusar ou retirar o seu consentimento em qualquer fase da pesquisa sem qualquer problema. Para isso basta falar com o pesquisador. Em qualquer momento, você poderá pedir mais informações ou esclarecimentos sobre a pesquisa e sua participação. Para informações você pode entrar em **contato com o pesquisador responsável (Prof. Dr. José Irineu Gorla)**, ou reclamações sobre os aspectos éticos você pode entrar em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa da Unicamp, **telefone (19) 35218936** ou pelo e-mail cep@fcm.unicamp.br.

Confidencialidade: Os resultados desta pesquisa serão submetidos à publicação. Contudo sua identidade e de todos os outros voluntários serão mantidas em total sigilo, tanto pelo pesquisador como pela instituição onde será realizada a pesquisa. Os resultados da pesquisa poderão ser divulgados em palestras, cursos, congressos, conferências, periódicos científicos ou outra forma de divulgação que possa transmitir os conhecimentos para a sociedade e profissionais da área, sempre sem nenhuma identificação dos participantes.

Consentimento Pós-informação:

Após ler e compreender as informações acima, eu _____, portador da Carteira de Identidade nº _____, esclarecido sobre todos os aspectos da pesquisa como objetivos, riscos, procedimentos e sigilo, de livre vontade dou meu consentimento para minha inclusão como sujeito da pesquisa e utilização da minha imagem caso seja necessária a exibição acadêmica de alguma foto ou vídeo referente à pesquisa.

Assim assino este documento de autorização e recebo uma cópia do mesmo.

Assinatura do Participante Voluntário

Data: ____/____/____

Assinatura do Pesquisador
José Irineu Gorla
e-mail gorla@fef.unicamp.br

Data: ____/____/____