



CENTRO UNIVERSITÁRIO AUGUSTO MOTTA

Pró-Reitorias de Ensino e de Pesquisa e Extensão

Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em Ciências da Reabilitação-PPGCR

Mestrado Acadêmico em Ciências da Reabilitação

Linha de pesquisa: Avaliação e Intervenção no Esporte Adaptado

ALEXSANDRO DA SILVA OLIVEIRA

ANÁLISE CINEMÁTICA DOS MEMBROS SUPERIORES EM
ATLETAS DE RUGBY EM CADEIRA DE RODAS: UM ESTUDO
OBSERVACIONAL

RIO DE JANEIRO

2017

ALEXSANDRO DA SILVA OLIVEIRA

ANÁLISE CINEMÁTICA DOS MEMBROS SUPERIORES EM
ATLETAS DE RUGBY EM CADEIRA DE RODAS: UM ESTUDO
OBSERVACIONAL

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós Graduação *Stricto Sensu* em Ciências da Reabilitação do Centro Universitário Augusto Motta, como requisito parcial para obtenção do Título de Mestre em Ciências da Reabilitação.

Orientador: Prof. Dr. JÚLIO GUILHERME SILVA

Co-orientador (a): Prof^ª. Dr^ª. PATRÍCIA DOS SANTOS VIGÁRIO

RIO DE JANEIRO

2017

ALEXSANDRO DA SILVA OLIVEIRA

ANÁLISE CINEMÁTICA DOS MEMBROS SUPERIORES EM
ATLETAS DE RUGBY EM CADEIRA DE RODAS: UM ESTUDO
OBSERVACIONAL

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação *Stricto Sensu* em Ciências da Reabilitação do Centro Universitário Augusto Motta, como requisito parcial para obtenção do Título de Mestre em Ciências da Reabilitação.

Aprovado em 06 de dezembro de 2016

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. JÚLIO GUILHERME SILVA – ORIENTADOR
UNISUAM

Prof^ª. Dr.^a. PATRÍCIA DOS SANTOS VIGÁRIO
UNISUAM

Prof. Dr. THIAGO LEMOS CARVALHO
UNISUAM

Prof. Dr. LUIZ ALBERTO BATISTA
UERJ

RIO DE JANEIRO

2017

DEDICATÓRIA

A Deus, primeiramente, por ter me dado uma família maravilhosa, que me ajudou a realizar o sonho de estudar, mesmo com tantas dificuldades...

Aos meus pais, Carlos e Maria Lúcia, que mesmo sem terem estudado, sempre me deram força, incentivo e apoio incondicional, para que eu perseverasse em busca de uma vida melhor por meio dos estudos...

A minha esposa, que mesmo nos momentos em que precisei me ausentar (mesmo estando presente fisicamente) por conta dos estudos, sempre mostrou-se compreensiva e, ainda, me acalmava nos momentos de nervosismo e ansiedade...

A meu irmão, que sempre demonstrou admiração e carinho pela minha trajetória acadêmica, me incentivando sempre a seguir em frente...

“ Aprender é a única coisa de que a mente nunca se cansa, nunca tem medo e nunca se arrepende. ”

Leonardo Da Vinci

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, mentor e amigo, Prof. Dr. Júlio Guilherme Silva. Muito obrigado por me ajudar em toda minha trajetória acadêmica, transmitindo seus ensinamentos sempre com muita humildade e sabedoria. Sem seus ensinamentos e direcionamentos, nada disso seria possível!

A Prof^a. Dra. Patrícia dos Santos Vigário, muito obrigado por ter nos ajudado no desenvolvimento do trabalho, transmitindo seu vasto conhecimento sobre o esporte adaptado.

A todos da equipe do mestrado em ciências da reabilitação UNISUAM (professores, doutorandos, mestrandos e acadêmicos de graduação), em especial da linha de pesquisa em esporte adaptado, que de alguma forma contribuíram para elaboração e conclusão desse trabalho.

Aos atletas voluntários que aceitaram participar do trabalho, sendo sempre muito solícitos e cooperativos durante as coletas.

RESUMO

Introdução: O Rugby em Cadeira de Rodas (RCR) é uma modalidade esportiva Paralímpica e, com o crescimento do esporte adaptado no Brasil, tem despertado o interesse de pesquisadores sobre o padrão de movimento desses atletas. No aspecto biomecânico, um ponto importante para discussão no RCR é o movimento de propulsão na cadeira de rodas. Porém, atualmente esse tema ainda é pouco explorado. **Objetivo:** Identificar o comportamento cinemático dos membros superiores (MMSS) dos atletas de RCR durante a tarefa de propulsão na cadeira de rodas e identificar o perfil funcional do ombro. **Métodos:** Neste estudo observacional, participaram 19 atletas profissionais praticantes de RCR. O movimento de propulsão na cadeira de rodas foi analisado em duas fases (impulsão inicial e final), durante a realização do teste de velocidade máxima de 20 metros (VEL). Por meio da videometria bidimensional, as variáveis angulares relacionadas aos MMSS foram estudadas, além dos ângulos de contato e impulsão na cadeira de rodas. A função do ombro foi avaliada por meio do preenchimento do questionário *Wheelchair Users Shoulder Pain Index* (WUSPI). A análise estatística referente aos dados sociodemográficos e de caracterização da amostra, foi feita por meio da estatística descritiva com a extração de valor de tendência central (média) e valor de dispersão (desvio-padrão). Para testar a distribuição da amostra, foi aplicado o teste de Shapiro-Wilk. Após isso, as correlações entre as variáveis de interesse foram verificadas pelo coeficiente de correlação de Spearman (ρ) e o coeficiente de correlação de Pearson (r), considerando valores (positivos ou negativos) com nível de significância de $p \leq 0,05$. Em todas as análises supracitadas foi utilizado o *software* SPSS 20.0 for Windows. As análises cinemáticas das variáveis de interesse foram realizadas por meio do software Kinovea 8.23. **Resultados:** Os atletas apresentaram comportamento cinemático similar nas variáveis angulares durante a tarefa de propulsão na cadeira de rodas, a saber: ângulo de impulsão ($89,7^\circ \pm 18,9$), impulsão inicial ($31^\circ \pm 10,4$), impulsão final ($66^\circ \pm 9,6$), ângulo de contato ($97,1^\circ \pm 3,8$), flexão de cotovelo ($94,2^\circ \pm 13,3$), extensão de ombro ($66,6^\circ \pm 10,6$), VEL ($7,7^\circ \pm 2,3$) e ciclos de propulsão ($16,1^\circ \pm 1,4$). Foi observado uma correlação significativa entre a Classificação Funcional (CF) e o VEL ($\rho = -0,70$, $p < 0,05$), assim como entre o tempo de prática de RCR com e o VEL ($\rho = 0,54$, $p < 0,05$). **Conclusão:** Os atletas de RCR apresentaram comportamento cinemático similar na maioria das variáveis estudadas, apresentando um padrão com poucas variações. Entretanto, foi possível observar que alguns atletas tiveram melhor desempenho no teste de velocidade, principalmente os atletas com maior tempo de prática de RCR e com CF mais alta. No que tange a função do ombro, a pontuação média do questionário WUSPI foi baixa (17,8/150), mostrando que a dor ombro não afeta de forma considerável as atividades diárias dos atletas.

Palavras-chave: Cinemática, Cadeira de Rodas, Lesões Esportivas, Tetraplegia, Esportes para Pessoas com Deficiência.

ABSTRACT

Introduction: Wheelchair Rugby (WR) is a Paralympic sport that has been analysed for the interest of researchers. In the biomechanical aspect, an important point for the debate is the movement of propulsion in the wheelchair. However, this theme is still little explored. **Objective:** The aim of this study was to identify the behavior of upper limbs of WR athletes during a task of wheelchair propulsion and functional shoulder profile. **Methods:** This cross-sectional study involved 19 professional WR athletes. A wheelchair propulsion task for two-stage analysis during the 20m maximum speed test. By two-dimensional videometrics, angular variables related to upper limbs were studied, besides the contact and impulsion angles in the wheelchair. The function of the shoulder was assessed by completing the questionnaire Wheelchair Users Shoulder Pain Index (WUSPI). Statistical analysis sociodemographic data and characterization of the sample was done with descriptive statistics with a central tendency (arithmetic mean) and dispersion (standard deviation) extraction. Shapiro-Wilk tested a sample analysis, after correlations were verified by Spearman correlation coefficient (ρ) and Pearson correlation coefficient (r), with significance level of $p \leq 0.05$. The SPSS 20.0 software for Windows was used in all analyzes. Kinematic analyzes were performed in Kinovea 8.23 software. **Results:** Athletes presented similar kinematic behavior during a wheelchair propulsion: impulse angle ($89.7^\circ \pm 18.9$), initial impulse ($31^\circ \pm 10.4$), final impulse ($66^\circ \pm 9.6$), Angle of contact ($97.1^\circ \pm 3.8$), elbow flexion ($94.2^\circ \pm 13.3$), shoulder extension ($66.6^\circ \pm 10.6$), maximum speed test ($7.7^\circ \pm 2.3$) and propulsion cycles (16.1 ± 1.4). We identify significant correlation between Functional Classification (FC) and maximum speed test ($\rho = -0.70$, $p < 0.05$) and between the time of practice of RCR with maximum speed test ($\rho = 0.54$, $p < 0.05$). **Conclusion:** Regarding shoulder function, the mean score of the WUSPI questionnaire was low (17.8 / 150). WR athletes presented similar kinematic behavior in variables most, presenting a pattern with few variations. However, we observed some athletes had better performance in speed test, especially the athletes with a longer practice time of WR and higher FC.

Keywords: Biomechanical Phenomena, Wheelchair, Athletic Injuries, Quadriplegia, Sports for Persons with Disabilities.

LISTA DE ABREVIATURAS

ABRADECAR	Associação Brasileira de Desporto em Cadeira de Rodas
ABRC	Associação Brasileira de Rugby em Cadeira de Rodas
AVDs	Atividades da Vida Diária
CF	Classificação Funcional
CFAP	Centro de Formação de Aperfeiçoamento de Praças
CPB	Comitê Paralímpico Brasileiro
DP	Desvio Padrão
IWRF	<i>International Wheelchair Rugby Federation</i>
LAHM	Laboratório de Análise do Movimento Humano
MMSS	Membros Superiores
PCD	Pessoa Com Deficiência
RCR	Rugby em Cadeira de Rodas
UNISUAM	Centro Universitário Augusto Motta
VEL	Teste de velocidade de 20 metros
WR	<i>Wheelchair Rugby</i>
WUSPI	<i>Wheelchair User's Shoulder pain Index</i>

LISTA DE QUADROS E TABELAS

Quadro 1.	Localização dos pontos de referência anatômica	17
Tabela 1.	Características dos participantes do estudo	33
Tabela 2.	Comparação dos resultados da análise cinemática	33
Tabela 3.	Matriz de correlação entre as variáveis de interesse	34

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.	Trajatória das mãos durante a tarefa de propulsão	10
Figura 2.	Vista sagital dos parâmetros da técnica de propulsão	12

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	1
1.1 Justificativa	4
1.2 Objetivos	6
1.3 Objetivo geral	6
1.4 Objetivos específicos	6
1.5 Hipóteses	7
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	8
2.1 Rugby em Cadeira de Rodas: Histórico e características da modalidade	8
2.2 Avaliação Cinemática	10
2.3 Cinemática da tarefa de propulsão na cadeira de rodas	11
2.4 Avaliação Funcional dos MMSS	15
3. MATERIAIS E MÉTODOS	17
3.1 Local	17
3.2 Delineamento do estudo	17
3.3 População do estudo	17
4. PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL	17
4.1 Caracterização dos Sujeitos e Avaliação Funcional dos MMSS	17
4.2 Bateria Beck – Teste de Velocidade 20 metros	18
4.3 Aquisição de Análise dos Dados Cinemáticos	19
5. ANÁLISE ESTATÍSTICA	20

6. ASPECTOS ÉTICOS	21
7. REFERENCIAS	22
8. MANUSCRITO	29
9. ANEXOS	49
I - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	49
II. Questionário de Caracterização dos Sujeitos	50
III. Questionário WUSPI	51
IV. Comprovante de submissão do artigo	52

1. INTRODUÇÃO

A análise do movimento humano tem sido aplicada em diversas situações, esportivas ou não esportivas (Stefanyshyn *et al.*, 2006; Hirata e Duarte, 2007). Tal fato, contribui tanto para a melhora do desempenho esportivo de atletas e descrição de movimentos específicos, quanto para a detecção de possíveis fatores de risco desencadeadores de lesões musculoesqueléticas (Miana *et al.*, 2009; Gagnon *et al.*, 2015). Essa premissa pode ser estendida ao esporte adaptado, que com o crescimento do número de atletas, também tem despertado o interesse de pesquisadores sobre o padrão de habilidades motoras em diversas modalidades (Reid *et al.*, 2007; Sarro *et al.*, 2010).

Segundo Yanci *et al.* (2015), o esporte adaptado é o esporte modificado ou criado para adaptar as capacidades das Pessoas Com Deficiência – PCD. O esporte adaptado, inicialmente, surgiu com o intuito terapêutico. Nesse prisma, o esporte adaptado tinha como propósito inicial, a reabilitação para a reinserção social e a oferta de atividade física regular para as PCD. Segundo Alves (2008), o esporte adaptado começou um novo olhar a partir da década de 50 para o desempenho atlético e o processo do desenvolvimento esportivo de alto rendimento, que tem vigorado até o momento. Com isso, os profissionais da área da saúde e do treinamento desportivo, buscam novos conhecimentos sobre o comportamento biopsicossocial das PCD. Assim, houve uma melhora substancial nos métodos de treinamento, desenvolvimento de materiais e/ou equipamentos que maximizam o potencial funcional e o rendimento esportivo dos atletas do esporte adaptado (Alves, 2003; Mason *et al.*, 2010; Fagher & Lexell, 2014; Yanci *et al.*, 2015).

Dentre as modalidades adaptadas, no final da década de 70, mais precisamente em 1977, em Winnipeg no Canadá surgiu o Rugby em Cadeira de Rodas (RCR) (IWRF, 2012; Aytar *et al.*, 2014; Yanci *et al.*, 2015). A modalidade foi desenvolvida para atletas de ambos os sexos, com tetraplegia ou tetraequivalência, provocadas por diversos tipos de lesões, como por exemplo a lesão medular, a paralisia cerebral, amputações e a distrofia muscular (IWRF, 2012). O RCR mistura elementos do rugby de sete, basquetebol, futebol americano e *hockey* no gelo, sendo jogado em uma quadra de basquete (Campana *et al.*, 2011). Para participação competitiva nessa modalidade, os indivíduos devem atender à uma das pontuações previstas pela classificação funcional *International Wheelchair Rugby Federation* (IWRF). Essa classificação vai de 0,5 (indivíduos mais comprometidos) a 3,5 (indivíduos menos comprometidos) pontos,

baseada na funcionalidade individual de cada atleta. Sendo ainda dividida em pontuação alta (2,0 – 3,5) e baixa (0,5 – 1,5). O processo de classificação dos atletas é dividido em quatro etapas, a saber: teste do banco – no qual é avaliado a força muscular dos MMSS -, teste de tronco – avaliação do tronco e MMII –, testes funcionais – tarefas na cadeira e com a bola – e avaliação por observação em quadra (IWRF, 2012). Vale ressaltar, que a pontuação geral de todos os integrantes da equipe, tendo como base a classificação funcional de cada atleta, não deve ultrapassar o máximo de 8,0 pontos. Exceto, quando houver um jogador do sexo feminino; neste caso, a pontuação pode chegar a 8,5 pontos. (IWRF, 2012).

Com o crescimento dessa modalidade nos últimos anos (ABRC, 2012), o RCR se tornou objeto de estudo de vários pesquisadores (Zwierzchowska *et al.*, 2014; Mason *et al.*, 2014; Rhodes *et al.*, 2015). Entretanto, a maioria desses estudos tem como principais objetos de investigação a construção de cadeira de rodas mais modernas e adequadas (Burton *et al.*, 2010; Goosey-Tolfrey, 2010; Mason *et al.*, 2010) e a melhora do desempenho esportivo (Furmaniuk *et al.*, 2010; Hubner-Wozniak *et al.*, 2012; Moreno *et al.*, 2013). No cenário mundial, são milhares as PCD que necessitam de cadeira de rodas manuais (*National Spinal Cord Injury Statistical Center*, 2010). Dessa forma, transferindo para os membros superiores (MMSS), quase que exclusivamente, as atividades da vida diária (AVDs) e a deambulação, gerando uma alta demanda energética para os mesmos (Requejo *et al.*, 2008). Dentre os movimentos necessários para o deslocamento da cadeira de rodas, um movimento que promove um grande estresse aos MMSS é a tarefa de propulsão. Essa tarefa repetitiva e controlada pelos MMSS, pode promover alterações biomecânicas na cintura escapular, que por sua vez, podem influenciar no desencadeamento de dor e desequilíbrios musculares (Dellabiancia *et al.*, 2013). No caso de atletas cadeirantes, tal fato é potencializado pela sobrecarga durante os treinamentos e competições. Portanto, lesões e dores musculares nos MMSS são bastante frequentes nesses atletas, sobretudo no ombro (Churton & Keogh, 2013).

Os atletas do RCR, no gestual desportivo específico, realizam atividades como passes constantes e rápidos, frequentes mudanças de direção, transição defesa-ataque/ataque-defesa, a maior parte das vezes com agilidade e velocidade (Gorla *et al.*, 2012). Todas essas atividades são diretamente ligadas a uma boa funcionalidade dos MMSS, que torna indispensável um bom entendimento dos movimentos inerentes a prática do RCR. Sobretudo durante a tarefa de propulsão. Uma vez que o movimento de

propulsão na cadeira de rodas é realizado durante a prática do RCR, é de fundamental importância a compreensão dos fenômenos biomecânicos implicados nessa atividade. Especialmente, para prover um maior entendimento do desempenho dos atletas e também a possibilidade de elaboração de estratégias preventivas e terapêuticas relacionadas ao RCR (Goosey-Tolfrey *et al.*, 2010; Campana *et al.*, 2011; Bussmann & Greguol, 2012).

1.1 Justificativa

O RCR ainda é um esporte relativamente novo, tanto no Brasil, quanto no cenário mundial (Gorla *et al.*, 2012). Recentemente, houve um aumento das pesquisas sobre o RCR, tendo como propósito melhorar o desempenho dos atletas por meio de evidências científicas concretas. Porém, desses estudos, poucos abordam os aspectos biomecânicos (Furmaniuk *et al.*, 2010; Hubner-Wozniak *et al.*, 2012; Moreno *et al.*, 2013; Mason *et al.*, 2014). Nesse sentido, em virtude da alta demanda imposta aos MMSS de pessoas que utilizam a cadeira de rodas, diversos estudos sobre a cinemática dos MMSS já foram descritos na literatura (Bednarczyk e Sanderson, 1994; Rao *et al.*, 1996; Cooper *et al.*, 1999 ; Davis *et al.*, 1998; Nawoczenski *et al.*, 2003; Finley *et al.*, 2005; Van Drogelen *et al.*, 2005; Riek *et al.*, 2008). Tais estudos apresentam como principais objetivos, descrever padrões biomecânicos relacionados à condução da cadeira de rodas, sendo o movimento de propulsão a tarefa mais frequentemente estudada (Bednarczyk e Sanderson, 1994; Rao *et al.*, 1996; Cooper *et al.*, 1999 ; Davis *et al.*, 1998; Nawoczenski *et al.*, 2003; Finley *et al.*, 2005; Van Drogelen *et al.*, 2005; Dellabiancia *et al.*, 2013). Dessa forma, os pesquisadores visam compreender a tarefa de propulsão na cadeira de rodas, principalmente por meio de análises cinemáticas e cinéticas. Assim buscando possíveis relações que possam influenciar tanto no desempenho dos atletas, como no desenvolvimento de lesões nos MMSS (Nawoczenski *et al.*, 2003; Mason *et al.*, 2010). Porém, há uma escassez na literatura de estudos que descrevam o comportamento da cinemática dos MMSS nos gestuais motores específicos do RCR (Bussmann & Greguol, 2012). Principalmente, no que se refere à descrição e interpretação do comportamento da cinemática angular dos MMSS do atleta RCR, durante o movimento de propulsão na cadeira de rodas.

A partir da análise dos movimentos e a compreensão dos aspectos cinemáticos do gestual de deslocamento da cadeira de rodas, pode-se auxiliar os profissionais que trabalham com essa modalidade a compreender o comportamento dos MMSS durante a prática do RCR. Tal resultado, consentirá uma interpretação singular e permitirá traçar estratégias de intervenção e prevenção, que possam melhorar o desempenho desses atletas. Além de, possivelmente, ajudar na prevenção de lesões relacionadas a esse esporte. Sabendo-se que o RCR é uma das modalidades que o Brasil não tem muita tradição, estudos devem ser feitos para auxiliar na elaboração de novas estratégias de treinamento. Dessa forma, será possível colaborar com o crescimento da modalidade e

otimizar o alcance de melhores resultados. Baseado nesse contexto, o presente trabalho tem o intuito contribuir com as discussões referentes a cinemática angular dos MMSS, durante a tarefa de propulsão na cadeira de rodas, que é frequentemente realizado, porém ainda pouco explorada no RCR.

1.2 Objetivos

1.3 Objetivo Geral

Identificar o comportamento cinemático dos MMSS de um grupo de atletas de RCR durante a tarefa de propulsão na cadeira de rodas.

1.4 Objetivos Específicos

- Identificar de forma quali-quantitativa o movimento de propulsão na cadeira de rodas dos atletas de RCR em duas fases (Impulsão inicial e final), por meio de uma análise cinemática bidimensional;
- Detectar o grau de funcionalidade do ombro dos atletas de RCR, em relação à dor e sua influência nas atividades de vida daria, por meio do instrumento “*Wheelchair User’s Shoulder Pain index*” (WUSPI).

1.5 Hipóteses

H0 - Não há um padrão no comportamento cinemático dos MMSS dos atletas de RCR durante a tarefa de propulsão na cadeira de rodas;

H1 - Há um padrão no comportamento cinemático dos MMSS dos atletas de RCR durante a tarefa de propulsão na cadeira de rodas.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 Rugby em Cadeira de Rodas: histórico e características da modalidade

O RCR foi originado no Canadá, no final da década 70 do século XX, em Winnipeg na Universidade de Manitoba Campana *et al.* (2011). Integravam entre a equipe do então novo desporto o professor de arquitetura Ben Harnish e dois atletas cadeirantes, Duncan Campbell e Gerry Terwin. Com isso, foi possível fomentar outra opção de esporte adaptado além do basquete em cadeira de rodas, que era predominante até então. Tal fato, permitiu que as pessoas com diminuição funcional dos MMSS participassem desse novo esporte.

Em 1981, foi instituída a primeira equipe de *QuadRugby* no Estados Unidos, por Brad Mikkelsen, juntamente com uma equipe de assistência da Universidade de North Dakota. Em 1982, aconteceu nos Estados Unidos a primeira partida entre as equipes de North Dakota e uma equipe de Minnesota, durante os Jogos nacionais de cadeira de rodas. No mesmo ano, foi sediado o primeiro torneio internacional da modalidade, na Universidade de North Dakota. Neste, participaram equipes do Canadá e dos Estados Unidos, que são atualmente grandes potências no RCR. Em 1988, seis equipes: Minnesota, Chicago, Detroit, Dallas, Los Angeles e North Dakota, fizeram parte do primeiro campeonato nacional nos Estados Unidos. Durante este torneio, foi criada a Associação de *QuadRugby* dos Estados Unidos – USQRA, contando com cerca de quarenta equipes filiadas até o ano de 2012 (Gorla *et al.*, 2012; IWRF, 2015).

De acordo com o Comitê Paralímpico Brasileiro - CPB (2014), sete países participaram dos Jogos Mundiais Stoke-Mandeville e, na ocasião foi criada a *International Wheelchair Rugby Federation* (IWRF) (IWRF,2015). Até o momento, existem vinte e três países ranqueados e seis que já desenvolvem a modalidade, no qual as principais potências são os países fundadores (Estados Unidos; Canadá; Austrália e Nova Zelândia). O RCR foi inserido nas Paralimpíadas como modalidade de apresentação em Atlanta/1996, e desde os Jogos Paraolímpicos de Sidney/2000, a modalidade é integrante permanente deste evento internacional (Campana *et al.*, 2011; IWRF, 2015).

Até 2005, o Brasil só havia participado de uma competição internacional na modalidade, durante os Jogos Mundiais em Cadeira de Rodas, realizados na Cidade do Rio de Janeiro em setembro de 2005, pela Associação Brasileira de Desporto em Cadeira

de Rodas (ABRADECAR). Com o fim da ABRADECAR, a modalidade ficou sem fomento durante alguns anos (ABRC, 2015). Até que, após várias iniciativas isoladas de grupos que continuaram lutando pelo esporte no Brasil, em 03 de março de 2008, foi criada a Associação Brasileira de Rugby em Cadeira de Rodas (ABRC). Neste mesmo ano, o Brasil participou do Torneio Maximus na Colômbia e de dois jogos no Rio de Janeiro, organizados pela ABRC (CPB, 2014; ABRC, 2015). Vale ressaltar, que recentemente o Brasil participou de outros grandes eventos internacionais, a saber: Jogos Parapan-Americanos/2015 e Paralimpíadas Rio/2016 (CPB, 2016).

O RCR possui uma característica peculiar que é a inclusão, em uma mesma equipe, de homens e mulheres. Destina-se a atletas de com diferentes tipos de deficiência, como: lesão medular, doenças neuromusculares e amputações, que tenham classificação funcional entre 0,5 e 3,5 pontos, subdivididos em pontuação alta (2,0 – 3,5) e baixa (0,5 – 1,5). A equipe é composta por doze jogadores, sendo quatro em quadra. A soma da pontuação da classificação funcional dos atletas em quadra deve ser no máximo 8,0 pontos, exceto quando há jogadores do sexo feminino, podendo chegar a 8,5 neste caso. O jogo acontece em uma quadra com dimensões de 28m de comprimento por 15m de largura, demarcada pelas linhas de quadra central, círculo central. O objetivo é fazer gols, e para isso, é necessário atravessar a linha de gol da equipe adversária com as duas rodas da cadeira e a bola nas mãos. A bola de jogo deve ter as mesmas características da bola de voleibol, podendo ser conduzida por meio de passes, lances, dribles ou carregada no colo, sendo que a cada 10 segundos o jogador deve executar pelo menos um drible. A cadeira de jogo deve seguir as especificações da IWRF, que visam maior conforto e segurança para o atleta, além de evitar possíveis vantagens que se possa obter pela construção e *design* de sua própria cadeira (Campana *et al.*, 2011; IWRF, 2015).

O jogo é dividido em quatro tempos (quartos) de oito minutos, com um minuto de intervalo entre o primeiro e segundo, e também entre o terceiro e quarto tempo. Ao final do segundo quarto, ou seja, meio-tempo do jogo, o intervalo é de cinco minutos. Vence a equipe que marcar o maior número de gols até o fim do último quarto. Se houver empate, é jogado mais um tempo de três minutos. Persistindo o empate após o tempo extra, serão jogados tantos tempos extras necessários, até que uma equipe termine o tempo com mais pontos que a outra. O jogo começa com a bola-ao-alto, como no basquete. Nesse momento, dois jogadores adversários se posicionam em lados opostos no meio da quadra,

e então o árbitro lança a bola ao alto enquanto os jogadores tentam alcançar e tocá-la para seus companheiros (CPB, 2014; ABRC, 2015; IWRP, 2015).

2.2 Avaliação Cinemática

A Cinemática, no âmbito da biomecânica, pode ser definida como a aplicação dos princípios da física e da mecânica para descrever os fenômenos de padrão e comportamento motor (Hall, 2013). As análises cinemáticas são utilizadas para estudar os gestuais nas atividades físicas e desportivas, permitindo a captação de formas, padrões ou sequências de movimentos em relação ao tempo (Dellabiancia *et al.*, 2013). Com o surgimento de novos instrumentos tecnológicos, especialmente no estudo da biomecânica, a investigação do movimento humano tem sido explorada nos mais distintos campos da ciência (Hall, 2013; Jayaraman *et al.*, 2014). Referente ao sistema de captação de imagens no movimento humano, destaca-se a videometria. Esta, consiste em uma técnica de captura da imagem de condutas motoras, através da qual se registram por intermédio de equipamentos de vídeo, os deslocamentos dos segmentos corporais (Hall, 2013). Assim, há possibilidade de observar-se o comportamento de variáveis como: a velocidade, a posição e a orientação do corpo e de suas partes, nos planos sagital, frontal e transversal (Hall, 2013; Dellabiancia *et al.*, 2013).

Nesse sentido, os estudos biomecânicos vêm ganhando destaque também nas modalidades paradesportivas. Sobretudo, com o intuito de compreender melhor os fenômenos biomecânicos desses atletas, com destaque para os esportes em cadeira de rodas (Bussmann & Greguol, 2012; Dellabiancia *et al.*, 2013; Fagher & Lexell, 2014). Nestes, devido à grande heterogeneidade dos atletas dentro de uma mesma modalidade esportiva, torna-se imperativo um bom entendimento do comportamento biomecânico da relação atleta-cadeira de rodas (Goosey-Tolfrey, 2010; Mason *et al.*, 2010; Mason *et al.*, 2014). Entretanto, estudar o comportamento motor de atletas em cadeira de rodas pode não ser uma tarefa simples, principalmente pelas especificidades relacionada à condução da cadeira de rodas de cada usuário (Bussmann & Greguol, 2012).

Segundo Bussmann & Greguol (2012), o movimento humano pode apresentar padrões distintos, fato que dificulta o seu enquadramento em modelos pré-estabelecidos. No caso de pessoas portadoras de deficiência física, em especial cadeirantes, estes exibem

características específicas quanto às técnicas de movimento. Tanto nas atividades diárias, como na prática de alguma modalidade esportiva. Fato este, que dificulta ainda mais a descrição dos comportamentos motores e biomecânicos desse campo específico.

Partindo dessa premissa, estudar os padrões biomecânicos de atletas usuários de cadeira de rodas, torna-se extremamente relevante. Entretanto, essa área ainda é relativamente recente no campo da pesquisa biomecânica. Porém, vem crescendo de forma substancial nos últimos anos, tendo como principal método de avaliação a videometria. Esta técnica, como citado anteriormente, analisa por meio de câmeras em duas e três dimensões, os parâmetros cinéticos e cinemáticos relacionados à prática esportiva dos atletas de cadeira de rodas. Mas, ainda é um campo pouco explorado, especialmente no RCR (Sarro *et al.*, 2010; Bussmann & Greguol, 2012; Hall, 2013; Slavens *et al.*, 2015).

2.3 Cinemática da tarefa de propulsão da cadeira de rodas

As pessoas com deficiência física que utilizam a cadeira de rodas para sua locomoção, exibem especificidades quanto às técnicas de movimento, tanto nas atividades do dia-a-dia, como na prática de alguma modalidade esportiva (Mason *et al.*, 2010). Autores como Sanderson e Sommer (1989); Boninger *et al.* (1998); Shimada *et al.* (1998); Newsam *et al.*, (1999); Dellabiancia *et al.* (2013); Morrow *et al.* (2014); Akbar *et al.* (2014); Jayaraman *et al.* (2014) tem investigado sistematicamente o padrão de movimento dos MMSS na condução da cadeira, em especial, a propulsão. Essa tarefa motora, pode provocar adaptações e demandas energéticas, que desencadeiam alterações biomecânicas dos MMSS. Isto por sua vez, pode acarretar em mudanças no desempenho motor e comprometer o equilíbrio muscular (Dellabiancia *et al.*, 2013).

Sanderson e Sommer (1985) foram os primeiros a descreverem os padrões do movimento de propulsão na cadeira de rodas. Segundo eles, um ciclo clássico do movimento de propulsão de cadeira de rodas, consiste em uma fase de impulsão (quando a mão está em contato com a roda) e recuperação (quando a mão está fora do contato com a roda). Definição que ainda é usada em estudos mais recentes (Dellabiancia *et al.*, 2013; Jayaraman *et al.*, 2014). De acordo com Dellabiancia *et al.* (2013), durante a primeira fase da propulsão (impulsão) as mãos realizam um movimento semicircular na roda.

Transmitindo assim, uma força tangencial para cima com o cotovelo fletido (entre o início e o meio do impulso) e uma força para baixo quando o cotovelo é estendido (do meio para o fim do movimento) (Figura 1). Ocorrendo assim, uma grande carga atuante na articulação do ombro. Dessa forma, essa mudança gradual de força durante as fases da propulsão, tem como resultado uma sobrecarga nos músculos do manguito rotador, gerando uma pré-disposição a desenvolver lesão nesses músculos (Dellabiancia *et al.*, 2013).

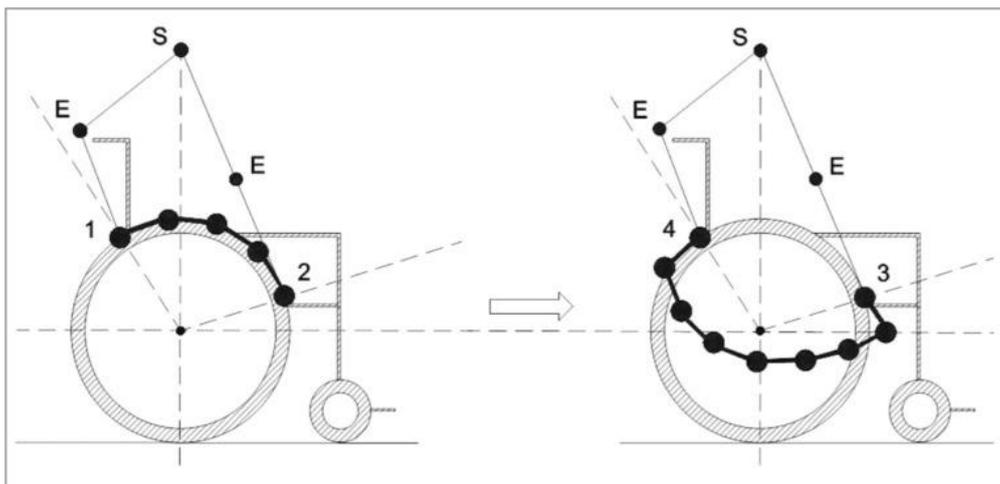


Figura 1 - Trajetória das mãos durante o movimento de propulsão da cadeira de rodas em indivíduos não atletas. S: Ombro, E: Cotovelo, 1: Início da impulsão, 2: Impulsão final, 3: Início da recuperação, 4: Final da recuperação.

Fonte: Dellabiancia *et al.* Muscles Ligaments Tendons Journal. 2013; 3(3): 150–156.

O manguito rotador é composto por quatro músculos (supraespinhal, infraespinhal, redondo menor, subescapular) que, em conjunto, tem função determinante na estabilidade da articulação do ombro. De forma isolada, os músculos do manguito rotador atuam de forma específica nas posições angulares do braço, dependendo do tipo de atividade que é realizada. O supraespinhal é o responsável por iniciar o movimento de elevação do braço no plano escapular, sendo esse um dos músculos mais frequentemente lesionados do manguito rotador. O infraespinhal e redondo menor são rotadores externos do ombro, além de participar de forma considerável na estabilização articular, juntamente com os outros. O subescapular é o principal rotador interno do ombro, sendo o maior e mais forte músculo responsável por esse movimento (Villaseñor-Ovies *et al.*, 2012; Dellabiancia *et al.*, 2013). De forma sumária, todos esses músculos precisam estar trabalhando em conjunto, de forma equilibrada, para um bom funcionamento da

articulação gleno-umeral durante as tarefas realizadas pelos MMSS (Dellabiancia *et al.*, 2013).

Em um ombro sem lesão musculoesquelética ou disfunção biomecânica associada, o músculo deltoide é o mais poderoso. Ele pode gerar uma força de até seis vezes o peso do braço, sendo fundamental para o movimento de propulsão na cadeira de rodas (Dellabiancia *et al.*, 2013). Além disso, é o músculo mais eficaz em realizar o movimento de elevação do braço, sendo responsável por mais de 63° durante a elevação quando o braço está apoiado na parte lateral do corpo (Dellabiancia *et al.*, 2013). O deltoide sozinho, pode fornecer 70% do torque a 30° de abdução e 85% a 90°. Já o músculo supraespinhoso, é responsável pelos primeiros 15-20° de elevação, e pode gerar uma força de 2,5 vezes o peso do braço. Atuando de forma conjunta, o infraespinhal e redondo menor podem gerar uma força de 5 vezes o peso do braço (Villaseñor-Ovies *et al.*, 2012). Quando a abdução do braço é iniciada, a força de cisalhamento gerada na articulação glenoumeral pelo deltóide é contrabalanceada pela força de compressão produzida pelo manguito rotador. Geralmente, a força de compressão contribui para a estabilidade articular, enquanto a força de cisalhamento induz deslocamento superior da cabeça umeral (Akbar *et al.*, 2014). A combinação de forças de cisalhamento e compressão, permite a estabilização eficiente do ombro, através da cooptação da cabeça do úmero dentro da cavidade glenóide da escápula. Entretanto, a magnitude e direção da força de reação conjunta resultante, são dependentes da posição do braço. Aos 90° de abdução, por exemplo, a força de reação conjunta está no seu máximo e equivale aproximadamente o peso do corpo. Nessa angulação específica, a relação cisalhamento/compressão é fundamental para a estabilidade do ombro, inclusive durante a propulsão na cadeira de rodas (Lam *et al.*, 2007; Dellabiancia *et al.*, 2013).

Segundo Dellabiancia *et al.* (2013), durante a propulsão na cadeira de rodas o ombro é mantido em aproximadamente 70° de abdução. Na fase inicial do movimento de propulsão, o braço é estendido e rodado internamente. Em seguida, ocorre uma flexão e rotação externa, no início da fase de recuperação. O ângulo de impulso da cadeira de rodas inicia-se brevemente após o primeiro contato das mãos com o aro, no momento em que a cadeira está efetivamente em deslocamento, até liberação do contato das mãos com o aro das rodas (Fig. 2). O ângulo de impulsão tem sido citado como uma variável angular importante no deslocamento da cadeira de rodas. Alguns autores (Dellabiancia *et al.*, 2013; Requejo & McNitt-Gray, 2016) sugerem que um ângulo de impulsão maior, pode

favorecer um aumento na velocidade de deslocamento da cadeira de rodas. Isso, devido a um provável aumento da força resultante gerada pelos MMSS durante a tarefa de propulsão.

Após anos realizando o movimento de propulsão na cadeira de rodas, os usuários muitas vezes apresentam padrões motores alterados dos MMSS. Muitos desenvolvem um padrão com predominância dos grupamentos flexores, rotadores internos e adutores do braço. Além de uma debilidade muscular nos estabilizadores escapulares e dos músculos rotadores externos do braço (Dellabiancia *et al.*, 2013). Esse desequilíbrio muscular, decorrente do movimento propulsão realizado repetitivamente, pode pré-dispor a impacto subacromial. Fato que pode gerar do manguito rotador, tanto nos usuários de cadeira de rodas não atletas, como nos paradesportistas (Dellabiancia *et al.*, 2013; Akbar *et al.*, 2014).

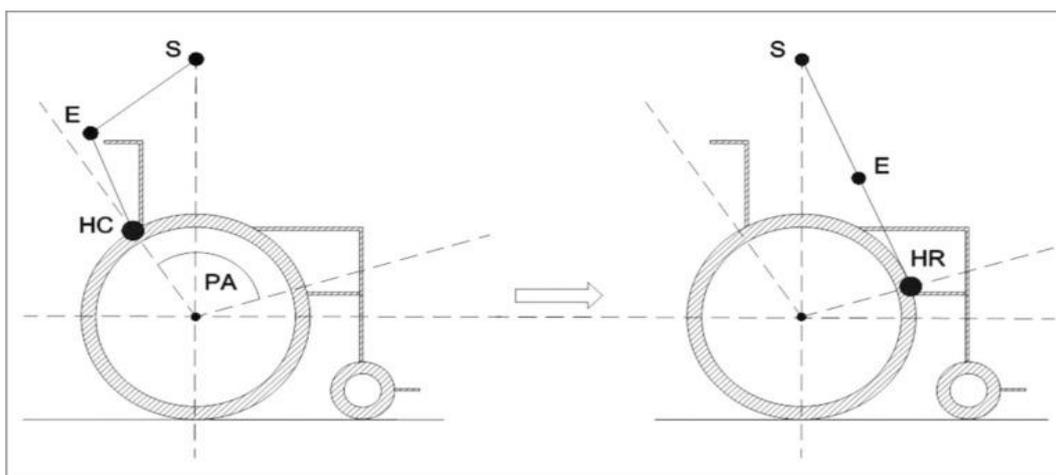


Fig.2 - Vista sagital dos parâmetros da técnica de propulsão da cadeira de rodas em indivíduos não atletas. S: Ombro, E: Cotovelo, HC: Contato da mão, PA: ângulo de impulso, HR: liberação da mão.

Fonte: Dellabiancia *et al.* Muscles Ligaments Tendons Journal. 2013; 3(3): 150–156.

Embora com o aumento substancial dos trabalhos nas últimas décadas acerca das cadeiras de rodas (Sanderson e Sommer, 1989; Boninger *et al.*, 1998; Shimada *et al.*, 1998; Newsam *et al.*, 1999; Dellabiancia *et al.*, 2013; Morrow *et al.*, 2014; Akbar *et al.*, 2014; Jayaraman *et al.*, 2014), os estudos dedicados a avaliação da técnica de propulsão nos atletas do RCR ainda permanecem incipientes. Dentro desse contexto, Bussmann & Greguol (2012) avaliaram através de uma revisão as técnicas de propulsão de atletas praticantes em modalidades de cadeiras de rodas. Os resultados apontaram apenas para um único trabalho relacionado ao RCR (Sarro *et al.*, 2010). Este, avaliou a dinâmica do movimento (cinemática linear) de jogadores de elite de RCR durante um jogo de alto

nível. Entretanto, nessa revisão sistemática nenhum trabalho avaliou a cinemática angular da tarefa de propulsão em atletas de RCR.

Partindo dessa premissa, Goosey-Tolfrey *et al.* (2010) afirmam que o esporte em cadeira de rodas é um desafio para os pesquisadores. Os autores atribuem essa afirmação devido à alta complexidade desses esportes, principalmente pela heterogeneidade dos diferentes grupos de participantes. Atletas participantes de modalidades paradesportivas apresentam diferentes tipos de lesões e, conseqüentemente, diferentes níveis de função motora. Tal fato, pode justificar em parte o pequeno número de trabalhos sobre o tema até o momento. É importante ressaltar, que o desempenho nestas modalidades depende basicamente do atleta e da cadeira de rodas. Pois é a interação entre esses dois elementos que possibilitará um bom desempenho esportivo. Portanto, é de fundamental importância o conhecimento biomecânico da relação atleta-cadeira de rodas nas modalidades paradesportivas.

2.4 Avaliação Funcional dos MMSS

As queixas de lesões musculoesqueléticas no ombro estão entre as mais frequentes na clínica ortopédica e esportiva. Mais recentemente também no paradesporto, principalmente nos esportes em cadeira de rodas (Pereira & Gorla, 2010; Akbar *et al.*, 2014). Goosey-Tolfrey *et al.* (2010) destacaram as dificuldades dos cadeirantes associadas à mobilidade, o deslocamento e as atividades diárias. Dentre as intemperes, destaca-se a dor no ombro, bastante frequente e que pode gerar impactos funcionais.

Geralmente, as lesões no ombro são causadas pelo impacto nos tendões que se inserem na cabeça umeral. Estes, se chocam contra o acrômio da escápula, sendo frequentemente relacionadas com movimentos repetitivos dos MMSS (Churton & Keogh, 2013). Tal fato, estende-se para os esportes em cadeira de rodas (Curtis *et al.*, 1994; Churton & Keogh, 2013; Fagher & Lexell, 2014). Devido à alta demanda imposta aos MMSS durante o deslocamento da cadeira de rodas, os cadeirantes acabam apresentando uma pré-disposição a desenvolver lesões musculoesqueléticas na articulação do ombro. Dessa forma, podendo levar a limitação importante da função durante atividades cotidianas (Curtis *et al.*, 1995; Finley & Rodgers, 2004; Dellabiancia *et al.*, 2013).

Com o intuito de mensurar a capacidade funcional dos MMSS de sujeitos que apresentem lesão, principalmente no ombro, pesquisadores (Orfale *et al.*, 2005; Curtis *et*

al., 1995; Akbar *et al.*, 2014) desenvolveram escalas que podem ser usadas como instrumentos de avaliação funcional. Dessa forma, é possível quantificar o quão as funções cotidianas dos MMSS são afetadas pela lesão. Assim, os profissionais conseguem acompanhar a evolução do aspecto funcional do indivíduo, bem como a resposta de possíveis intervenções terapêuticas. Nesse sentido, as escalas funcionais tornam-se ferramentas extremamente úteis para a prática diária dos profissionais que necessitem avaliar, mesmo que de forma subjetiva, a função dos MMSS de indivíduos com lesão.

Dentro desse contexto, uma escala amplamente usada para avaliar a função dos MMSS de usuários de cadeira de rodas é o questionário “*Wheelchair Users Shoulder Pain Index*” (WUSPI) (Curtis *et al.*, 1995; Pereira & Gorla, 2010; Jayaraman *et al.*, 2014). Curtis *et al.* (1995) desenvolveram esse questionário, com o intuito de avaliar a função dos MMSS em tarefas distintas do dia a dia. O WUSPI apresenta itens específicos (ex: dor durante a propulsão na cadeira de rodas), diferente de outras escalas que também avaliam a função (Orfale *et al.*, 2005). Porém, essas escalas não apresentam tarefas relacionadas as atividades diárias dos cadeirantes. Dessa forma, o WUSPI torna-se um questionário mais apropriado para avaliar a função dos MMSS de usuários de cadeira de rodas.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Local

A instituição proponente do presente estudo é o Centro Universitário Augusto Motta (UNISUAM). As avaliações foram realizadas no local de treinamento das equipes de RCR e também no Laboratório de Análise do Movimento Humano (LAHM).

3.2 Delineamento do Estudo

Estudo observacional seccional.

3.3 População do estudo

Os atletas foram recrutados por meio de amostras por conveniência. Participaram atletas que foram convocados para compor a Seleção Brasileira de RCR em 2016 (pré-Jogos Paralímpicos Rio 2016) e atletas de uma equipe do Rio de Janeiro – Santer Rio Rugby –, por meio de parceria técnico-científica entre tais instituições e a UNISUAM. Os atletas foram avaliados de acordo com os critérios de elegibilidade para a possível participação no estudo, a saber: homens maiores de 18 anos; com tempo de treinamento de RCR igual ou superior a seis meses; tetraequivalência ocasionada por lesão medular, seqüela de poliomielite entre outras lesões nervosas, amputações e má formação congênita; assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido. Foram excluídos os participantes que: apresentassem dor incapacitante para executar os movimentos relacionados à condução da cadeira de rodas no momento da avaliação; sujeitos que estivessem ausentes dos treinamentos devido à tratamento ortopédico e/ou fisioterapêutico nos últimos três meses.

4. Procedimento Experimental

4.1 Caracterização dos sujeitos e avaliação funcional dos MMSS

Antecedendo a aplicação do instrumento específico de avaliação funcional dos MMSS, foi traçada uma caracterização dos participantes da pesquisa, como forma de obtenção de dados como: idade, peso, estatura, tipo de lesão, causa da lesão, dor no ombro unilateral (esquerdo/direito) ou bilateral, tempo da lesão/tempo de uso de cadeira de

rodas, classificação funcional, tempo de prática do RCR e tempo total de treinamento semanal (Anexo 2).

Para avaliação funcional, foi aplicado o questionário específico para usuários de cadeira de rodas “*Wheelchair Users Shoulder Pain Index*” (WUSPI) (adaptado de Curtis *et al.*, 1995; Pereira e Gorla, 2010). O questionário foi aplicado por um único avaliador, que foi responsável por explicar e responder possíveis dúvidas, sem interferir nas respostas do voluntário.

O WUSPI (Anexo 3), é um questionário que foi desenvolvido para avaliar a função dos MMSS de usuários de cadeira de rodas independentes em atividades funcionais. Este questionário contém quinze itens, e avalia o quanto a dor no ombro pode interferir em diferentes atividades diárias, como: transferências da cadeira de rodas, autocuidado e propulsão. Cada item é pontuado de zero a dez, sendo que dez corresponde a dor no ombro que interfere completamente na atividade avaliada. Quanto maior a pontuação, maior a limitação funcional do indivíduo (Curtis *et al.*, 1995).

4.2 Bateria Beck – Teste de velocidade 20 metros

A Bateria Beck consiste em um grupo de testes motores específicos da modalidade RCR. A referida bateria é composta de cinco testes: 1- manejo de bola; 2- precisão de passes; 3- habilidade de bloqueio; 4- velocidade de 20 metros (VEL) e 5- passes de longa distância. Cada teste é composto por duas tentativas sendo que o melhor resultado é computado para avaliação (Gorla *et al.*; 2011). No presente estudo, o movimento de propulsão da cadeira de rodas foi analisado durante a realização do teste VEL.

O VEL consiste em mensurar a habilidade de deslocamento da cadeira de rodas em velocidade, durante um percurso de 20 metros. Em nosso estudo, um avaliador posicionou-se ao final do percurso para marcar o tempo final e um auxiliar ficou posicionado ao início para dar o sinal que corresponde à saída do atleta. Assim que o atleta iniciou o teste, o avaliador posicionado no início apitou, para que o avaliador posicionado no final iniciasse a marcação do tempo. O ponto de referência para o teste é a passagem do par de rodas dianteiras da cadeira. O atleta desloca-se então em velocidade e quando passa pela linha final, o avaliador para o cronômetro. O tempo em segundos é

computado e são duas tentativas válidas no teste, sendo computado o melhor tempo (Gorla *et al.*, 2011).

4.3 Aquisição de análise dos dados cinemáticos

A captura das imagens foi realizada no local de treino dos atletas da Seleção Brasileira de RCR e da equipe Santer - RJ, localizados em Niterói - RJ e no Centro de Formação de Aperfeiçoamento de Praças (CFAP) - Sulacap - RJ, respectivamente. Foi utilizada uma filmadora digital compacta da marca Sony, modelo HDR-SR10 HD, com frequência de 60Hz. Os participantes realizaram a tarefa de propulsão na cadeira de rodas durante o teste VEL (descrito anteriormente), que faz parte da Bateria “Beck” de testes de habilidade no RCR. Todos os movimentos capturados foram aproveitados para análise cinemática angular dos movimentos articulares, durante o ato da propulsão na cadeira de rodas. A câmera ficou disposta fixada sobre o apoio de braço de uma cadeira de rodas, localizada ao lado direito dos atletas. Durante a execução do VEL, um avaliador acompanhou o deslocamento dos atletas, empurrando a cadeira de rodas do início ao fim do percurso do teste. Dessa forma, foi possível analisar os dados através de um sistema de coordenadas, com a captura das imagens no plano sagital, de acordo com o deslocamento dos atletas durante a tarefa de propulsão na cadeira de rodas no teste VEL.

Delineamento do modelo biomecânico

O modelo, no caso da videometria, consiste na representação esquemática da estrutura a ser analisada. Os segmentos foram formados pela união dos pontos anatômicos, identificados por marcadores passivos esféricos de isopor com diâmetro de 25mm, na cor amarela, fixados em circunferências de PVC preto, com 40mm de diâmetro. Para execução deste estudo da tarefa de propulsão na cadeira de rodas, as variáveis cinemáticas analisadas foram: ângulo de impulsão, ângulo de contato, impulsão inicial e final, ângulo de flexão de cotovelo e extensão de ombro, ciclos de propulsão e velocidade final durante o VEL. Para identificação dos segmentos, os marcadores foram colocados de acordo com o trabalho de Slavens *et al.* (2015), cujos pontos de referência constam abaixo no Quadro 1:

Região anatômica	Posição de eixo de movimento
Ombro	Acrômio
Cotovelo	Olécrano e Epicôndilo lateral
Punho	Ponto central do punho, processo estiloide radial e ulnar
Cadeira	Eixo da roda

Quadro 1 – Localização dos pontos de referência anatômica (vista anterior e perfil).

Parâmetros temporais e espaciais

Os termos adotados para descrever os componentes temporais do deslocamento dos seguimentos em questão (membro superior) são: a) fase de impulsão inicial e; b) fase de impulsão final (Dellabiancia *et al.*, 2013). Os termos adotados para descrever os componentes espaciais a serem analisados (ângulos articulares ombro, cotovelo, ângulo de contato e impulsão), estão de acordo com Slavens *et al* (2015), através de um sistema de coordenadas durante os dez primeiros ciclos do movimento de propulsão na cadeira de rodas.

5. Análise estatística

Os dados referentes às variáveis numéricas discretas e contínuas foram analisados por meio de estatística descritiva, com medidas de tendência central (média e mediana) e dispersão (desvio-padrão). Após a caracterização da amostra, foi aplicado o teste de Shapiro-Wilk para verificação da distribuição dos dados de cada variável considerada no estudo. Para verificar as correlações entre as variáveis de interesse, foi usado o coeficiente de correlação de Spearman (*rho*) (para os dados com distribuição não paramétrica) e o coeficiente de correlação de Pearson (*r*) (para dados paramétricos), considerando valores (positivos ou negativos) com nível de significância de $p \leq 0,05$. As análises foram realizadas no *software* SPSS 20.0 for Windows e o nível de significância estatística considerado foi de 5%.

6. Aspectos Éticos

Esta pesquisa obedece aos preceitos éticos da Resolução 466/12, do Conselho Nacional de Saúde em relação à ética em pesquisa com seres humanos.

O estudo foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa da UNISUAM e o seu início foi dado somente após a aprovação final (Número do Parecer: 1.316.885).

7. REFERÊNCIAS

ABRC – ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE RUGBY EM CADEIRA DE RODAS. **História do Rugby em Cadeira de Rodas**, 2012. Disponível em: <http://rugbiabrc.org.br/sobre/historia-do-rugbi-em-cadeira-de-rodas/>. Acesso em: 16/02/2015.

AKBAR, M.; BRUNNER, M.; EWERBECK, V.; WIEDENHÖFER, B.; GRIESER, T.; BRUCKNER, T.; LOEW, H.; RAISS, P. **Do overhead sports increase risk for rotator cuff tears in wheelchair users?**. *Archives Physical Medicine Rehabilitation*, 2015. Mar;96(3):484-8. doi: 10.1016/j.apmr.2014.09.032. Epub 2014 Oct 19.

ALVES, M. A. T.; CONDE, M.S.; CRUZ, M. F. S.; PAIVA, M. S. **Esporte adaptado: conceitos e dimensões**. In: Sociedade Nacional de Fisioterapia Esportiva; Mendonça LM, Vezzani S, organizadores. PROFISIO Programa de Atualização em Fisioterapia Esportiva e Traumatologia-Ortopédica: Ciclo 1. Porto Alegre: Artmed Panamericana; 2011. P. 11-62. (Sistema de Educação Continuada a Distância, v. 1).

ALVES, M. A. F. **Avaliação em lesados medulares sedentários e praticantes de basquetebol em cadeira de rodas**. *Revista Neurociência*, 2008; 16(2):88.

ALVES, M. A. F. **Estudo epidemiológico dos atletas de basquetebol em cadeira de rodas do Brasil** (Dissertação). São Paulo: UNIBAN; 2003.

AYTAR, A.; ZEYBEK, A.; PEKYAVAS, O. N.; TIGLI, A. A.; ERGUN, N. **Scapular resting position, shoulder pain and function in disabled athletes**. *Prosthetics and Orthotics International* 1–7 ©The International Society for Prosthetics and Orthotics, 2014.

BEDNARCZYK, J. H.; SANDERSON, D. J. **Kinematics of wheelchair propulsion in adults and children with spinal cord injury**. *Arch Phys Med Rehabil*. 1994 Dec; 75(12):1327-34.

BONINGER, M. L.; COOPER, R. A.; SHIMADA, S. D.; THOMAS, R. **Shoulder and elbow motion during two speeds of wheelchair propulsion: a description using a local coordinate system**. *Spinal Cord* 1998 Sep;36: 418-26.

BURTON, M.; SUBIC, A.; MAZUR, M.; LEARY, M. **Systematic Design Customization of Sport Wheelchairs Using the Taguchi Method**. *Procedia Engineering*, 2:2659-2665, 2010.

BUSSMANN, A. J. C.; GREGUOL, M. **Análise das técnicas de propulsão de atletas praticantes de modalidades em cadeira de rodas: um estudo de revisão.** Rev. Ter. Ocup. Univ. São Paulo, v. 23, n. 2, p. 193-198, maio/ago. 2012.

CAMPANA, B. M.; GORLA, I. J.; DUARTE, E.; SCAGLIA, J. A.; TAVARES, F. C. G. C. M.; BARROS, F. J. **O Rugby em Cadeira de Rodas: aspectos técnicos e táticos e diretrizes para seu desenvolvimento.** Motriz, Rio Claro, v.17, n.4, p.748-757, out./dez. 2011.

CHURTON, E.; KEOGH, J. W. L. **Constraints influencing sports wheelchair propulsion performance and injury risk.** Sports Science, Medicine, and Rehabilitation. 2013, 5:3.

COOPER, R. A.; BONINGER, M. L.; SHIMADA, S. D.; LAWRENCE, B. M. **Glenohumeral joint kinematics and kinetics for three coordinate system representations during wheelchair propulsion.** Am J Phys Med Rehabil. 1999 Sep-Oct; 78(5):435-46.

CPB – COMITÊ PARALÍMPICO BRASILEIRO. **Movimento Paralímpico**, 2014. Disponível em: <http://www.cpb.org.br/movimento-paralimpico/>. Acesso em: 10/03/2015 e 26/10/2016.

CURTIS, K. A.; ROACH, K. E.; APPLGATE, E. B.; AMAR, T.; BENBOW, C. S. T. D.; GENECCO, T. D.; GUALAN, J. **Reliability and validity of the Wheelchair User's Shoulder Pain Index (WUSPI).** Paraplegia (1995) 33, 595-60 I.

DAVIS, J. L.; GROWNEY, E. S.; JOHNSON, M. E.; JULIANO, BA. **Three-dimensional kinematics of the shoulder complex during wheelchair propulsion: a technical report.** An KN J Rehabil Res Dev. 1998 Jan; 35(1):61-72.

DELLABIANCIA, F.; PORCELLINI, G.; MEROLLA, G. **Instruments and techniques for the analysis of wheelchair propulsion and upper extremity involvement in patients with spinal cord injuries: current concept review.** Muscles Ligaments Tendons Journal. 2013 Jul-Sep; 3(3): 150–156.

FAGHER, K.; LEXELL, J. **Sports-related injuries in athletes with disabilities.** Scandinavian Journal Medicine & Science in Sports 2014; 24: e320–e331 doi: 10.1111/sms.12175.

FINLEY, M. A.; MCQUADE, K. J.; RODGERS, M. M. **Scapular kinematics during transfers in manual wheelchair users with and without shoulder impingement.** ClinBiomech (Bristol, Avon). 2005 Jan; 20(1):32-40.

FURMANIUK, L.; CYWINSKA-WASILEWSKA, G.; KACZMAREK, D. **Influence of Long-Term Wheelchair Rugby Training on the Functional Abilities of Persons with Tetraplegia over a Two-year Period Post-Spinal Cord Injury.** *Journal of Rehabilitation Medicine.* 42(7):688-690, 2010.

GAGNON, G.; BABINEAU, A.; CHAMPAGNE, A.; DESROCHES, G.; AISSAOUI, R. **Trunk and Shoulder Kinematic and Kinetic and Electromyographic Adaptations to Slope Increase during Motorized Treadmill Propulsion among Manual Wheelchair Users with a Spinal Cord Injury.** *BioMed Research International* Volume 2015, Article ID 636319, 15 pages.

GOOSEY-TOLFREY, V. **Supporting the Paralympic Athlete: Focus on Wheeled Sports.** *Disability and Rehabilitation.* 32(26):2237-2243, 2010.

GORLA, J. I.; COSTA E SILVA, A. A.; COSTA, L. T.; CAMPOS, L. F. C. C. **Validação da bateria “Beck” de testes de habilidades para atletas brasileiros de “rugby” em cadeira de rodas.** *Rev. Bra. Educ. Fis. Esporte, São Paulo, v. 25, n.3, p. 473-86, jul./set. 2011.*

GORLA, J. I.; CAMPANA, M. B.; CAMPOS, L. F. C. C. **Rugby em cadeira de rodas.** In Mello, M.T e Winckler, C. *Esporte Paralímpico.* São Paulo: Ed Atheneu, 2012.

HALL, S. J. **Biomecânica Básica.** 6ª Edição. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2013.

HIRATA, R.; DUARTE, M. **Efeito da posição relativa do joelho sobre a carga mecânica interna durante o agachamento.** *Rev Bras Fisioter.* 2007 Mar-Apr;11(2):121-5.

HUBNER-WOZNIAK, E.; MORGULEC-ADAMOWICZ, N.; MALARA, M.; LEWANDOWSKI, P.; OKEĆKA-SZYMAŃSKA, J. **Effect of Rugby Training on Blood Antioxidant Defenses in Able-Bodied and Spinal Cord Injured Players.** *Spinal Cord.* 50(3):253-256, 2012.

IWRF – INTERNATIONAL WHEELCHAIR RUGBY FEDERATION. **Introduction to Wheelchair Rugby,** 2012. Disponível em: http://www.iwrf.com/resources/iwrf_docs/Introduction-to-Wheelchair-Rugby-2012.pdf. Acesso em: 12/02/2015.

JAYARAMAN, C.; MOON, Y.; RICE, I. M.; WECKSLER, E. T. H.; CAROLYN, L.; BECK, C. L.; SOSNOFF, J. J. **Shoulder Pain and Cycle to Cycle Kinematic Spatial Variability during Recovery Phase in Manual Wheelchair Users: A Pilot Investigation**. PLoS ONE, 2014, 9(3): e89794. doi:10.1371/journal.pone.0089794.

LAM, F.; BHATIA, D. N.; MOSTOF, S. B.; VAN ROOYEN, K.; DE BEER, J. F. **Biomechanical considerations of the normal and rotator cuff deficient shoulders and the reverse shoulder prosthesis**. Curr Orthopaed. 2007; 21 : 40-46.

MARQUES, R. F. R.; DUARTE, E.; GUTIERREZ, G. L.; ALMEIDA, J. J. G.; MIRANDA, T. J. **Esporte olímpico e paraolímpico: coincidências, divergências e especificidades numa perspectiva contemporânea**. Rev. bras. Educ. Fís. Esporte, São Paulo, v.23, n.4, p.365-77, out./dez. 2009.

MASON, B. S.; LENTON, J.; RHODES, J.; COOPER, R.; GOOSEY-TOLFREY, V. **Comparing the Activity Profiles of Wheelchair Rugby Using a Miniaturised Data Logger and Radio-Frequency Tracking System**. BioMed Research International. Volume 2014, Article ID 348048, 8 pages.

MASON, B. S.; PORCELLATO, L.; LUCAS, H. V.; WOUDE, V.; GOOSEY-TOLFREY, V. L. **A Qualitative Examination of Wheelchair Configuration for Optimal Mobility Performance in Wheelchair Sports: a Pilot Study**. Journal Rehabilitation Medicine. 42: 141–149, 2010.

MIANA, A. N.; SCHOR, B.; CASTROPIL, W.; BITAR, A. C.; DUARTE, M. **Discinesia escapular: avaliação clínica e análise cinemática tridimensional**. RBM Ver Bras Med. 2009 Oct;66(supp.1).

MORENO, M. A.; PARIS, J. V.; SARRO, K. J.; LODOVICO, A.; SILVATTI, A. P.; BARROS, R. M. **Wheelchair Rugby Improves Pulmonary Function in People with Tetraplegia after 1 Year of Training**. The Journal of Strength and Conditioning Research. 27(1):50-56, 2013.

MORROW, M. M. B.; VAN STRAATEN, M. G.; MURTHY, N. S.; BRAMAN, J. P.; ZANELLA, E.; KRISTIN, D.; ZHAO, K. D. **Detailed Shoulder MRI Findings in Manual Wheelchair Users with Shoulder Pain**. BioMed Research International Volume 2014, Article ID 769649, 7 pages.

NAWOCZENSKI, D. A.; CLOBES, S. M.; GORE, S. L.; NEU, J. L.; OLSEN, J. E.; BORSTAD, J. D.; LUDEWIG, P. M. **Three-dimensional shoulder kinematics during a pressure relief technique and wheelchair transfer**. Arch Phys Med Rehabil. 2003 Sep; 84(9):1293-300.

NEWSAM, C. J.; RAO, S. S.; MULROY, S. J.; GRONLEY, J. K.; BONTRAGER, E. L.; PERRY, J. **Three dimensional upper extremity motion during manual wheelchair propulsion in men with different levels of spinal cord injury.** *Gait Posture* 1999; 10: 223-32.

ORFALE, A. J.; ARAÚJO, P. M. P.; FERRAZ, M. B. NATOUR, J. **Translation into Brazilian Portuguese, cultural adaptation and evaluation of the reliability of the Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand Questionnaire.** *Brazilian Journal of Medical and Biological Research* (2005) 38: 293-302.

PEREIRA, M. M.; GORLA, J. I. **Avaliação da intensidade da dor no ombro em atletas com deficiência física praticantes de modalidades esportivas coletivas.** *Arq. Ciênc. Saúde UNIPAR, Umuarama*, v. 14, n. 3, p. 231-235, set/dez. 2010.

RAO, S. S.; BONTRAGER, E. L.; GRONLEY, J. K.; NEWSAM, C. J.; PERRY, J. **Three-dimensional kinematics of wheelchair propulsion.** *IEEE Trans Rehabil Eng.* 1996 Sep; 4(3):152-60.

REID, M.; ELLIOTT, B.; ALDERSON, J. **Shoulder joint kinetics of the elite wheelchair tennis serve.** *Br J Sports Med.* 2007;41:739–744.

REQUEJO, P. S.; MULROUY, S. J. **Evidence-Based Strategies to Preserve Shoulder Function in Manual Wheelchair Users with Spinal Cord Injury.** *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation.* 2008 Spring;13:86–119.

REQUEJO, O. S.; MCNITT-GRAY, J. L. Editorial: **Wheelchair Mobility Biomechanics.** *Front Bioeng Biotechnol.* 2016; 4: 53.

RHODES, J. M.; MASON, B. S.; PERRAT, B.; SMITH, M. J.; MALONE, L. A.; GOOSEY-TOLFREY, V. L. **Activity profiles of elite wheelchair rugby players during competition.** *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 2015, Apr;10(3):318-24.

RIEK, L. M.; LUDEWIG, P. M.; NAWOCZENSKI, D. A. **Comparative shoulder kinematics during free standing, standing depression lifts and daily functional activities in persons with paraplegia: considerations for shoulder health.** *Spinal Cord.* 2008;46(5):335–43.

SANDERSON, O. J.; SOMMER, H. J. **Kinematic features of wheelchair propulsion.** *Journal of Biomechanics*, 1995, 18: 423-429.

SARRO, K. J.; MISUTA, M. S.; BURKETT, B.; MALONE, L. A.; BARROS, R. M. **Tracking of wheelchair rugby players in the 2008 Demolition Derby final.** J Sports Sci. Vol. 28. Num. 2. P. 1-8. 2010.

SHIMADA, D. S.; ROBERTSON, R. N.; BONNINGER, M. L.; COOPER, R. A. **Kinematic characterization of wheelchair propulsion.** Journal of Rehabilitation Research and development Vol. 35 No. 2, June 1998 pages 210 – 218.

SLAVENS, B. A.; SCHNORENBERG, A. J.; AURIT, C. M.; GRAF, A.; KRZAK, J. J.; REINERS, K.; VOGEL, L. C.; HARRIS, G. F. **Evaluation of Pediatric Manual Wheelchair Mobility Using Advanced Biomechanical Methods.** Hindawi Publishing Corporation BioMed Research International Volume 2015, Article ID 634768, 11 pages.

Spinal cord injury facts and figures at a glance. National Spinal Cord Injury Statistical Center J Spinal Cord Med. 2010; 33(4):439-40.

STEFANYSHYN, D. J.; STERGIYOU, P.; LUN, V. M.; MEUWISSE, W. H.; WOROBEYS, J. T. **Knee angular impulse as predictor of patellofemoral pain in runners.** Am J Sports Med. 2006 Nov;34(11):1844-51.

VAN DRONGELEN, S.; VAN DER WOUDE, L. H.; JANSSEN, T. W.; ANGENOT, E. L.; CHADWICK, E. K.; VEEGER, D. H. **Mechanical load on the upper extremity during wheelchair activities.** Archives of Physical Medicine & Rehabilitation. 2005;86(6):1214–20.

VILLASEÑOR-OVIES, P.; VARGAS, A.; CHIAPAS-GASCA, K.; CANOSO, J. J.; DÍAZ, C. H.; SAAVEDRA, M. A.; NAVARRO-ZARZA, J. E.; KALISH, R. A. **Clinical anatomy of the elbow and shoulder.** Reumatol Clin. 2012; 8: 13.

WU, G.; VAN DER HELM, F. C.; VEEGER, H. E.; MAKHSOUS, M.; VAN ROY, P.; ANGLIN, C.; NAGELS, J.; KARDUNA, A. R.; MCQUADE, K.; WANG, X.; WERNER, F. W.; BUCHHOLZ, B. International Society of Biomechanics. **ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion--Part II: shoulder, elbow, wrist and hand.** J Biomech. 2005 May;38(5):981-992.

YANCI, J.; GRANADOS, C.; OTERO, M.; BADIOLA, A.; OLASAGASTI, J.; BIDAURRAZAGA-LETONA, I.; ITURRICASTILLO, A.; GIL, S. M. **Sprint, agility, strength and endurance capacity in wheelchair basketball players.** Biology of Sport, Vol. 32 No1, 2015.

ZWIERZCHOWSKA, A.; GŁOWACZ, M.; BATKO-SZWACZKA, A.; DUDZIŃSKA-GRISZEK, J.; MOSTOWIK, A.; DROZD, M.; SZEWIECZEK, J. **The Body Mass Index and Waist Circumference as Predictors of Body Composition in Post CSCI Wheelchair Rugby Players (Preliminary Investigations)**. Journal of Human Kinetics volume 43/2014, 191-198 DOI: 10.2478/hukin-2014-0105.

8. Manuscrito

ANÁLISE CINEMÁTICA DOS MEMBROS SUPERIORES EM ATLETAS DE RUGBY EM CADEIRA DE RODAS: ESTUDO OBSERVACIONAL

Alexsandro da Silva Oliveira¹; Diego Ramirez², Luiz Alberto Batista³, Patrícia dos Santos Vigário⁴, Julio Guilherme Silva⁵

1 - Mestrando do Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em Ciências da Reabilitação – Centro Universitário Augusto Motta (UNISUAM), Rio de Janeiro - RJ

2 - Prof de Educação Física, Laboratório de Biomecânica e Comportamento Motor (LABICOM) Universidade Estadual do Rio de Janeiro (UERJ), Rio de Janeiro – RJ.

3 - Prof. Associado do Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em Ciências da Atividade Física – Universidade do Estado Rio de Janeiro (UERJ), Rio de Janeiro – RJ.

4 - Prof Adjunto do Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em Ciências da Reabilitação – Centro Universitário Augusto Motta (UNISUAM), Rio de Janeiro – RJ.

5 - Prof Adjunto do Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em Ciências da Reabilitação – Centro Universitário Augusto Motta (UNISUAM) Prof. Adjunto do Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ). Coordenador do Grupo de Pesquisa em Terapias Manuais (GETEM – UFRJ), Rio de Janeiro – RJ.

Correspondência para contato:

Prof. Dr. Júlio Guilherme Silva

Laboratório de Análise de Movimento Humano

Av. Paris, nº 34 – 3º andar. Bonsucesso – Rio de Janeiro/RJ – Brasil

E-mail: jglsilva@yahoo.com.br

RESUMO

Objetivo: Identificar o comportamento cinemático dos membros superiores (MMSS) de atletas de RCR durante a tarefa de propulsão na cadeira de rodas. **Métodos:** Neste estudo seccional foi realizada uma análise cinemática bidimensional dos MMSS de 19 atletas de RCR (idade = $31,5 \pm 5,6$), durante o teste de velocidade de 20 metros (VEL). Foram considerados os seguintes parâmetros: ângulos articulares, classe funcional e o questionário *Wheelchair User's Shoulder Pain Index* (WUSPI). A análise dos dados foi realizada com extração de valor de tendência central (média) e valor de dispersão (desvio padrão). As correlações foram verificadas pelo coeficiente de correlação de Spearman e Pearson. **Resultados:** As variáveis cinemáticas analisadas estão descritas a seguir: ângulo de impulsão ($89,7^\circ \pm 18,9$), impulsão inicial ($31^\circ \pm 10,4$), impulsão final ($66^\circ \pm 9,6$), ângulo de contato ($97,1^\circ \pm 3,8$), flexão de cotovelo ($94,2^\circ \pm 13,3$), extensão de ombro ($66,6^\circ \pm 10,6$), VEL ($7,7s \pm 2,3$) e ciclos de propulsão ($16,1 \pm 1,4$). Foi observado uma correlação significativa entre a Classificação Funcional (CF) e o VEL ($\rho = -0,70$, $p < 0,05$), assim como entre o tempo de prática de RCR com o VEL ($\rho = 0,54$, $p < 0,05$). **Conclusão:** Os atletas de RCR apresentaram um padrão cinemático com poucas variações. Entretanto, foi possível observar que alguns atletas tiveram melhor desempenho no teste de velocidade, principalmente os atletas com maior tempo de prática de RCR e com CF mais alta.

Palavras-chave: Cinemática, Cadeira de Rodas, Tetraplegia, Esportes para Pessoas com Deficiência.

KINEMATIC ANALYSIS OF UPPER LIMBS IN WHEELCHAIR RUGBY ATHLETES: OBSERVATIONAL STUDY

ABSTRACT

Objective: The aim of this study was to identify kinematic behavior of the upper limbs during task wheelchair propulsion. **Methods:** In this cross-sectional study, we performed a two-dimensional kinematic analysis of the upper limbs of 19 WR athletes during the 20-meter velocity test. The data analysis was performed by descriptive statistics, with central tendency (mean) and dispersion (standard deviation). Correlations were verified by Spearman's correlation coefficient and Pearson's correlation coefficient. SPSS 20.0 software for Windows was used for all analyzes. The kinematic analyzes were performed in Kinovea 8.23 software. **Results:** Analyzed kinematic variables during wheelchair propulsion task are described below: impulse angle (89.7 ± 18.9), initial impulse (31 ± 10.4), final impulse (66 ± 9.6), contact angle (97.1 ± 3.8), elbow flexion (94.2 ± 13.3), shoulder extension (66.6 ± 10.6), speed test ($7.7 \pm 2, 3$) and propulsion cycles (16.1 ± 1.4). We observed significant correlation between Functional Classification (FC) velocity test ($\rho = -0.70$, $p < 0.05$) and between WR practice time with velocity test ($\rho = 0.54$, $P < 0.05$). **Conclusion:** WR athletes presented similar kinematic behavior in most variables, presenting a pattern with few variations. However, some athletes had better performance in velocity test, especially athletes with longer WR practice time and higher FC.

Keywords: Biomechanical Phenomena, Wheelchair, Quadriplegia, Sports for Persons with Disabilities.

Introdução

A análise do movimento humano no âmbito desportivo contribui de forma pujante para compreensão dos fenômenos do comportamento motor e, por conseguinte, sua influência sobre desempenho¹⁻⁴. Essa premissa também tem sido estendida ao esporte adaptado, sobretudo em função do aumento do número e da qualidade técnica dos atletas nos últimos anos⁵⁻⁸. Dentre os esportes voltados para pessoas com deficiência física, destaca-se o Rugby em Cadeira de Rodas (RCR), que surgiu no Canadá, na década de 70⁹. Inicialmente, o RCR foi criado para atender indivíduos com lesões medulares altas e que, por isso, não eram elegíveis para a prática do basquetebol em cadeira de rodas. Assim, o RCR pode ser praticado por indivíduos com tetraplegia ou tetraequivalência, como lesão medular, seqüela de poliomielite e amputações^{9,10}.

O RCR combina basicamente elementos de 4 desportos, a saber: Rugby de sete, basquetebol, futebol americano e *hockey* no gelo. Durante o jogo, os atletas realizam tarefas como passes e arremessos, transição defesa-ataque, além de deslocamentos e troca de direção constante. Além disso, podem assumir posicionamentos distintos na equipe, atacante ou defensor, dependendo do grau de comprometimento motor^{6,10}. Para que os indivíduos sejam incluídos nessa modalidade, é necessário que atendam à uma das categorias da classificação funcional (CF) proposta pela *International Wheelchair Rugby Federation* (IWRF), que varia entre 0,5 (indivíduos mais comprometidos) e 3,5 (indivíduos menos comprometidos) pontos, baseada na funcionalidade. No RCR, essa CF ainda é subdividida em atletas com ponto alto (2,0 – 3,5) e baixo (0,5 – 1,5). O somatório da CF dos quatro integrantes da equipe não deve ultrapassar o máximo de 8,0 pontos ou 8,5 quando a equipe for mista⁹.

Quanto ao gestual desportivo específico no RCR, os atletas realizam atividades como: passes longos e curtos, transição defesa-ataque, dribles e troca de direção constante⁹. Todas estas atividades estão diretamente relacionadas ao status de uma boa função dos membros superiores (MMSS), principalmente no que diz respeito ao deslocamento da cadeira de rodas. Uma das tarefas mais executadas durante um jogo de RCR é a propulsão na cadeira de rodas, já que o RCR é um esporte com muita dinâmica de jogo. Desta forma, é imperativo a necessidade de uma boa funcionalidade dos MMSS

e um bom entendimento dos aspectos biomecânicos relacionados a tarefa de propulsão no RCR⁸⁻¹⁰.

Em virtude da sobrecarga imposta aos MMSS dos cadeirantes, os estudos de Zhao *et al*¹¹, Russell *et al*¹² e Dellabiancia *et al*¹³ descreveram o padrão cinemático dos MMSS, como por exemplo o movimento de propulsão. Por outro lado, no âmbito do RCR há uma escassez na literatura sobre as peculiaridades do comportamento motor dos praticantes, principalmente no que tange os aspectos biomecânicos. Aspectos como: tempo de prática da modalidade esportiva, cambagem da cadeira de rodas, CF dos atletas e poucos estudos acerca da biomecânica dos atletas de RCR, tornam a avaliação cinemática dos MMSS durante o deslocamento um interessante objeto de estudo. Baseado neste contexto, o objetivo do presente trabalho foi analisar o comportamento cinemático do MMSS de um grupo de atletas do RCR durante a tarefa de propulsão na cadeira de rodas.

MATERIAIS E MÉTODOS

Delineamento do estudo e Amostra

Neste estudo seccional foram avaliados 19 atletas profissionais de RCR, recrutados por conveniência no Rio de Janeiro/ Brasil. A amostra foi composta por onze atletas pré-convocados para compor a Seleção Brasileira de RCR pré-Jogos Paralímpicos Rio 2016 (19º colocada no ranking da federação Internacional de Rugby em Cadeira de Rodas) e nove atletas da Equipe Santer Rio Rugby – Rio de Janeiro (6º colocada no ranking da liga nacional de RCR). Referente aos critérios de elegibilidade, foram incluídos atletas de RCR do sexo masculino, maiores de 18 anos de idade, com o tempo de treinamento de RCR \geq seis meses e que tivessem participado de pelo menos uma competição oficial no período anterior à pesquisa. Foram excluídos os participantes que apresentassem dor incapacitante para executar os movimentos relacionados a condução da cadeira de rodas no momento da avaliação e que estivessem ausentes dos treinamentos, em função de estarem sendo submetidos à tratamento ortopédico e/ou fisioterapêutico.

Este trabalho foi aprovado no comitê de ética em pesquisa do Centro Universitário Augusto Motta-UNISUAM, sob aprovação número: 1.316.885, Rio de Janeiro - RJ, Brasil, e está de acordo com a Resolução 466/12 do Conselho Nacional de Saúde. Todos os participantes assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido antes de serem incluídos no estudo.

Protocolo

Inicialmente, os atletas responderam a uma anamnese para a aquisição de informações sociodemográficas e treinamento desportivo, a saber: idade, tempo de lesão, tempo de prática esportiva no RCR, tempo total de treino semanal, presença de dor no ombro e classificação funcional. Também foram feitas medidas de massa corporal (Micheletti, Brasil) e estatura (em decúbito dorsal, foi feita medida da distância entre o plano do vértex e o plano da planta dos pés, com o auxílio de uma fita metálica não-flexível (Sanny; precisão 0,1 cm)¹⁴.

Para identificar o grau de funcionalidade do ombro foi aplicado o questionário “*Wheelchair Users Shoulder Pain Index*” (WUSPI) na sua versão traduzida e adaptada para o português, para aqueles indivíduos com queixas álgicas no ombro identificados previamente. O WUSPI contém quinze itens e avalia o quanto a dor no ombro pode interferir em diferentes atividades diárias, como transferências da cadeira de rodas, autocuidado e propulsão. Cada item é pontuado de zero a dez, sendo que dez corresponde a dor no ombro que interfere completamente na atividade avaliada. Quanto maior a pontuação, maior a limitação funcional do indivíduo^{15,16}.

Análise cinemática

A captura das imagens para análise cinemática (filmadora digital compacta Sony, modelo HDR-SR10 HD, com frequência de 60 quadros por segundo) foi feita durante a propulsão da cadeira de rodas específica para a prática do RCR, no teste de velocidade de 20 metros (VEL).

Esse teste consiste em mensurar a habilidade de deslocamento da cadeira de rodas em velocidade, em um trajeto de 20 metros em linha reta¹⁷. A filmadora ficou fixada sobre o apoio de braço de uma cadeira de rodas auxiliar, independente, localizada ao lado direito dos atletas. Isso permitiu a obtenção das imagens no plano sagital e análise de dados através de um sistema de coordenadas cartesianas. Durante a execução do VEL, um avaliador acompanhou o deslocamento dos atletas, empurrando a cadeira de rodas - no qual a filmadora estava fixada - do início ao fim do percurso do teste.

Delineamento do modelo biomecânico

Os segmentos corporais foram identificados pela colocação de marcadores passivos esféricos de isopor com diâmetro de 25mm, na cor amarela, fixados em circunferências de PVC preto, com 40mm de diâmetro. As variáveis cinemáticas analisadas foram: ângulo de impulsão, ângulo de contato, impulsão inicial e final, ângulo de flexão de cotovelo e extensão de ombro, ciclos de propulsão e velocidade final durante o VEL. Os marcadores foram colocados de acordo com um trabalho previamente realizado em cadeirantes não atletas¹⁸, cujos pontos de referência foram o ombro (acrômio), cotovelo (olécrano e epicôndilo lateral), punho (ponto central do punho, processo estilóide radial e ulnar) e eixo da roda.

Variáveis espaço-temporais

Os termos escolhidos para descrever os componentes temporais de deslocamento do membro superior durante a tarefa de propulsão foram: a) fase de impulsão inicial e; b) fase de impulsão final¹³. Os termos adotados para descrever os componentes espaciais que foram analisados (ângulos articulares ombro, cotovelo, ângulo de contato e impulsão) estão de acordo com a proposta de Slavens *et al.*¹⁸. Este, transcreve a partir de um sistema de coordenadas os ângulos articulares dos MMSS durante os dez primeiros ciclos da tarefa de propulsão na cadeira de rodas. As análises cinemáticas das variáveis de interesse foram realizadas por meio do software Kinovea 8.23.

Análise estatística

A análise estatística referente aos dados sociodemográficos e de caracterização da amostra, foi feita por meio da estatística descritiva com a extração de valor de tendência central (média) e valor de dispersão (desvio-padrão) para as variáveis numéricas contínuas e discretas e frequência relativa para as variáveis qualitativas.

O teste de Shapiro-Wilk foi aplicado para testar a distribuição das variáveis. Em seguida, para verificar as correlações entre as variáveis de interesse, foi usado o coeficiente de correlação de Spearman (*rho*) para os dados com distribuição não paramétrica e o coeficiente de correlação de Pearson (*r*) para dados paramétricos, considerando valores (positivos ou negativos) com nível de significância de $p \leq 0,05$ (SPSS 20.0 *for Windows*).

Resultados

Caracterização da Amostra

A amostra foi composta por 19 atletas de RCR, com média de idade de $31,5 \pm 5,6$ anos, massa corporal de $71,7 \pm 8,9$ kg e estatura de $177,9 \pm 6,9$ cm, sendo todos os atletas com tetraequivalência decorrente de lesão medular. Cerca de 57,9% dos atletas tinham CF entre 2,0 e 3,5 (ponto alto) e apresentavam tempo de prática de RCR superior a 60 meses ($65,6 \pm 29,6$). No que diz respeito à identificação do grau de função dos MMSS, os atletas apresentaram uma pontuação média no questionário WUSPI de $17,8 \pm 8$ pontos.

Os dados referentes à caracterização dos participantes do estudo estão apresentados na Tabela 1.

Tabela 1 - Características dos participantes do estudo sobre idade, tempo de lesão e classificação funcional. Valores apresentados em média, desvio-padrão e porcentagem.

	atletas RCR (n=19)
Idade (anos)	$31,5 \pm 5,6$
Massa corporal (kg)	$71,7 \pm 8,9$
Estatura (cm)	$177,9 \pm 6,9$
Tempo de lesão (anos)	$10,1 \pm 7,1$
Tempo de Prática RCR (meses)	$65,6 \pm 29,6$
Tempo total de treino semanal (horas)	$3,8 \pm 1,6$
Classificação Funcional	Alta (57,9%) Baixa (42,1%)

RCR = Rugby em Cadeira de Rodas.

Parâmetros cinemáticos

Os valores médios e os respectivos desvios-padrões das variáveis ângulo de impulsão, impulsão inicial, impulsão final, ângulo de contato, abdução de ombro direito e esquerdo, flexão de cotovelo, extensão de ombro, VEL e ciclos de propulsão, estão apresentados na Tabela 2.

Tabela 2 - Resultados da análise cinemática do grupo de atletas de RCR.

atletas RCR (n=19)	
	(Média ± DP)
Ângulo de impulsão (graus)	89,7 ± 18,9
Impulsão inicial (graus)	31 ± 10,4
Impulsão final (graus)	66 ± 9,6
Ângulo de contato (graus)	97,1 ± 3,8
Flexão de cotovelo (graus)	94,2 ± 13,3
Extensão de ombro (graus)	66,6 ± 10,6
VEL (segundos)	7,7 ± 2,3
Ciclos de propulsão (n° de toques na cadeira)	16,1 ± 1,4

Legendas: DP = Desvio Padrão; VEL = Teste de Velocidade de 20 metros.

Na análise de correlação (tabela 3), os resultados apontaram uma relação significativa entre as seguintes variáveis: ângulo de contato com impulsão inicial (correlação forte), impulsão final e estatura (correlação moderada); CF com VEL (correlação forte); ângulo de impulsão com WUSPI (correlação moderada); impulsão inicial com ângulo de contato e estatura (correlação forte); flexão de cotovelo com extensão de ombro e tempo de lesão (correlação moderada); extensão de ombro com impulsão final (correlação moderada); VEL com idade e tempo de prática esportiva no RCR (correlação moderada); idade com tempo de lesão (correlação moderada).

Tabela 3 - Matriz com o coeficiente de correlação entre as variáveis cinemáticas, CF, WUSPI, Idade, Estatura, Tempo de lesão e Tempo de prática esportiva dos atletas de RCR (N = 19).

	CF	Ângulo de impulsão	Impulsão Inicial	Impulsão Final	Ângulo de contato	Flexão de Cotovelo	Extensão de ombro	VEL	WUSPI	Idade	Estatura	Tempo de lesão	Tempo de RCR
CF	1,000	,088	-,292	-,039	-,331	-,039	-,331	-,703**	,121	-,312	,107	-,069	,205
Ângulo de impulsão	,088	1,000	,233	,364	,250	-,352	,131	-,187	-,612**	,028	,296	-,108	,164
Impulsão inicial	-,292	,233	1,000	,047	,712**	,358	-,174	,153	-,269	-,021	,502*	-,346	-,204
Impulsão final	-,039	,364	,047	1,000	,637**	-,247	,507*	,072	-,199	-,124	,213	-,067	-,098
Ângulo de contato	-,331	,250	,712**	,637**	1,000	,107	,176	,211	-,162	-,259	,472*	-,372	-,191
Flexão de cotovelo	-,039	-,352	,358	-,247	,107	1,000	-,533*	-,062	,060	-,157	,236	-,474*	,058
Extensão de ombro	-,331	,131	-,174	,507*	,176	-,533*	1,000	,446	-,012	,380	-,243	,487*	-,321
VEL	-,703**	-,187	,153	,072	,211	-,062	,446	1,000	,055	,461*	-,132	,019	-,549*
WUSPI	,121	-,612**	-,269	-,199	-,162	,060	-,012	,055	1,000	-,293	,017	,067	-,170
Idade	-,312	,028	-,021	-,124	-,259	-,157	,380	,461*	-,293	1,000	-,298	,591**	-,319
Estatura	,107	,296	,502*	,213	,472*	,236	-,243	-,132	,017	-,298	1,000	-,324	,067
Tempo de lesão	-,069	-,108	-,346	-,067	-,372	-,474*	,487*	,019	,067	,591**	-,324	1,000	-,097
Tempo de RCR	,205	,164	-,204	-,098	-,191	,058	-,321	-,549*	-,170	-,319	,067	-,097	1,000

Legendas: VEL = Teste de Velocidade de 20 metros; CF = Classificação Funcional; WUSPI = Wheelchair Users Shoulder Pain Index; * = A correlação é significativa no nível de 0,05; ** = A correlação é significativa no nível de 0,01.

Discussão

O presente estudo investigou a cinemática dos MMSS durante a tarefa de propulsão na cadeira de rodas em atletas de RCR. Os atletas apresentaram comportamento cinemático similar nas variáveis angulares durante a tarefa de propulsão na cadeira de rodas. Entretanto, foi possível observar que os atletas com CF alta e maior tempo de prática de RCR apresentaram melhor desempenho durante o teste VEL. No que tange a função do ombro, a pontuação média do questionário WUSPI foi baixa (17,8/150), mostrando que a dor ombro não afeta de forma considerável as atividades diárias dos atletas.

Avaliação funcional dos MMSS

A dor no ombro é um achado comum em usuários de cadeira de rodas praticantes ou não de atividades esportivas. A tarefa de propulsão na cadeira de rodas, destaca-se como um dos principais movimentos repetitivos responsáveis pela alta demanda imposta aos MMSS^{8,15,16,19}. Portanto, é de fundamental importância se avaliar o impacto causado pela dor no ombro nas atividades diárias e esportivas, relacionadas a condução e manejo da cadeira de rodas. Dessa forma, é possível identificar o quanto esses indivíduos podem ficar limitados funcionalmente em decorrência da lesão^{20,21}. No nosso trabalho, a análise intragrupo não apresentou correlação significativa ($p > 0,05$) entre a pontuação do WUSPI e o desempenho durante o teste de velocidade. Demonstrando que a pontuação do questionário não teve relação com o tempo final durante o VEL.

O questionário WUSPI é amplamente usado para avaliar a dor e função dos MMSS em usuários de cadeira de rodas, mostrando-se um instrumento confiável para tal finalidade^{15,20,22-25}. Entretanto, a maioria dos trabalhos são relacionados a usuários de cadeira de rodas não praticantes de atividades esportivas^{15,20,22}.

Dentro desse contexto, nossos resultados demonstraram que os atletas que relataram dor no ombro não apresentaram uma limitação funcional severa, sugerindo que, possivelmente, o questionário WUSPI pode não ser considerado um instrumento sensível para atletas usuários de cadeira de rodas. Tal fato pode ser atribuído à ausência de perguntas relacionadas a dor e atividade esportiva no questionário, já que o WUSPI contém apenas 1 item (1 – 15) relacionado a prática esportiva. Vale ressaltar, que a dor é um achado inerente ao esporte de alto rendimento, inclusive no paradesporto⁸. Em virtude

disso, os atletas podem estar acostumados a conviver com a dor, de forma que a mesma acaba não causando um impacto considerável em suas atividades básicas diárias.

Análise cinemática

Em relação aos resultados encontrados na análise cinemática, os resultados apontaram uma relação significativa entre a CF, tempo de prática de RCR e o desempenho no teste VEL. Também foi possível observar uma correlação entre o ângulo de contato, impulsão inicial, impulsão final e estatura, além de uma correlação negativa entre o ângulo de flexão de cotovelo e extensão de ombro.

Vários fatores podem influenciar na velocidade de deslocamento dos usuários de cadeira de rodas, como o tempo de utilização da cadeira de rodas²⁶, tipo de superfície²², estabilidade do tronco e função dos MMSS⁷, nível de classificação funcional^{19,26}, além de aspectos biomecânicos, como os ângulos de impulsão e contato^{27,28}.

O ângulo de contato na cadeira de rodas corresponde a fase em que as mãos estão em contato direto com o aro, iniciando-se na impulsão inicial, até a liberação do contato das mãos com o aro na fase de impulsão final¹³. No presente trabalho, nossos resultados são conflitantes com de outros autores^{13,27,28}, que sugerem que o aumento do ângulo de impulsão e ângulo de contato podem favorecer a um aumento da velocidade durante o deslocamento da cadeira de rodas.

Na análise, nossos resultados não apontaram relação significativa entre as variáveis VEL, ângulo de contato e ângulo de impulsão. Foi possível observar uma correlação significativa positiva entre o ângulo de contato, impulsão inicial e impulsão final, sugerindo que o aumento do ângulo de impulsão inicial e final influencia em um maior ângulo de contato. Resultado este esperado, pois o ângulo de contato é definido pela soma do ângulo de impulsão inicial com o ângulo de impulsão final.

Nesse sentido, vale ressaltar que nenhuma das variáveis angulares apresentou correlação significativa com o teste VEL, incluindo o ângulo de contato e ângulo de impulsão. Estes, são citados como ângulos que podem influenciar em uma maior velocidade de deslocamento da cadeira de rodas^{13,27}, fato que não foi observado no nosso trabalho. Dessa forma, os resultados sugerem que o desempenho durante o teste VEL não foi influenciado pelas variáveis cinemáticas.

Entretanto, o teste VEL apresentou uma correlação negativa significativa com o tempo de prática de RCR ($\rho = -0,54$, $p < 0,05$). Em virtude disso, é possível sugerir que o tempo de prática de RCR pode influenciar no tempo final durante o teste de velocidade. Sendo os atletas que apresentam maior tempo de prática, tendendo a ter um melhor desempenho. De certa forma, esses dados vão de acordo com outros autores²⁶, que observaram que o tempo de utilização da cadeira de rodas pode influenciar na velocidade de deslocamento da mesma. Os autores sugerem que quanto maior o tempo de relação entre o usuário e a cadeira de rodas, melhor é o desempenho motor durante a tarefa de propulsão.

Nesse contexto, como visto em nossos resultados, os atletas que praticam a mais tempo o RCR, possivelmente por terem mais familiaridade com as tarefas motoras sobre a cadeira de jogo, sobretudo o ato de propulsão, tiveram um melhor desempenho durante o teste de velocidade. Ainda na correlação intragrupo, foi possível observar que os atletas apresentaram uma relação negativa significativa entre a flexão de cotovelo e extensão de ombro ($\rho = -0,53$, $p < 0,05$). Sugerindo que a medida que o ângulo de extensão do ombro aumenta, o ângulo de flexão do cotovelo diminui.

Segundo Dellabiancia *et al*¹³, durante a fase de impulsão na cadeira de rodas, as mãos realizam um movimento semicircular, que transmite uma força resultante para cima quando o cotovelo está fletido e com ombro em extensão (entre o início e o meio do impulso). Posteriormente, ocorre uma força para baixo, quando acontece a extensão do cotovelo (do meio para o fim do movimento). Ocorrendo assim, uma grande carga atuante na articulação do ombro.

Dessa forma, a relação significativa entre os ângulos de flexão de cotovelo e extensão de ombro, pode ser uma estratégia motora usada pelos atletas para favorecer o deslocamento da cadeira de rodas. Isto, devido a um provável aumento da força resultante gerada pelos MMSS durante o deslocamento da cadeira de rodas. Levando em consideração que os atletas de RCR, na maioria das vezes, são lesados medulares com comprometimento da força muscular dos MMSS^{9,10}, essa estratégia pode ser de fundamental importância para auxiliar no deslocamento da cadeira de jogo de forma mais efetiva.

Propulsão na cadeira de rodas: atletas de RCR, outros esportes sobre cadeira de rodas e cadeirantes não atletas

O movimento de propulsão na cadeira de rodas é amplamente estudado^{13,18-20}. Porém, a maioria dos estudos foram desenvolvidos em cadeirantes não atletas e paraplégicos^{4,11-13,18-22}, o que dificulta a comparação com os resultados do nosso trabalho.

No estudo realizado por Soltau *et al*²⁸, os autores se propuseram a avaliar a simetria dos MMSS em sujeitos com paraplegia (n=80), durante a tarefa de propulsão na cadeira de rodas em diferentes velocidades, por meio de uma análise cinemática e cinética. Os resultados apontaram que não houve assimetria significativa nos dados cinéticos e cinemáticos, com exceção do ângulo de impulsão. Nesse estudo, o ângulo de impulsão médio registrado durante as diferentes velocidades foi de 79,6°. Este valor, tem cerca de 10° a menos do que a média encontrada em nossos resultados no grupo de atletas de RCR (89,7° ± 18,9°).

Dentro desse contexto, é possível considerar que os atletas de RCR apresentam comportamentos cinemáticos distintos no que tange o ângulo de impulsão. Fato que foi observado na comparação com dados cinemáticos presente na literatura, em estudos realizados com cadeirantes não atletas²⁸. Entretanto, vale ressaltar que a amostra do estudo de Soltau *et al*²⁸ foi composta por usuários de cadeira de rodas não atletas e paraplégicos, o que dificulta a comparação dos resultados com os nossos.

Entretanto, é possível que os atletas de RCR apresentem um maior ângulo de impulsão do que os usuários cadeirantes paraplégicos, devido a força muscular debilitada dos MMSS, usando essa estratégia para aumentar a velocidade de deslocamento da cadeira de rodas. Haja visto que, alguns autores^{13,26,27} sugerem que o aumento do ângulo de impulsão pode favorecer a um aumento da velocidade durante a tarefa de propulsão na cadeira de rodas.

A compreensão dos fenômenos cinéticos e cinemáticos acerca da cadeira de rodas, tem importância fundamental para melhorar a interação usuário-cadeira^{4,13}. Tal compreensão tem auxiliado no desenvolvimento das modalidades paradesportivas, como no basquete em cadeira de rodas^{7,29} e no RCR⁶. Contudo, ainda existe um vácuo literário acerca dessa temática, sobretudo no RCR.

Nesse sentido, Crespo-Ruiz, Ama-Espinosa e Gil-Agudo²⁹ realizaram um trabalho com o intuito de analisar a cinemática dos membros superiores em atletas de basquete em cadeira de rodas durante o movimento de propulsão, considerando a classificação funcional de cada atleta. Os autores observaram que o ângulo de contato parece reduzir com o aumento da classificação funcional. Em contrapartida a isso, apesar de nossos resultados apresentarem uma tendência de correlação negativa entre o ângulo de contato e CF, tal relação não foi significativa ($\rho = -0,33$, $p > 0,05$). Entretanto, no trabalho de Crespo-Ruiz, Ama-Espinosa e Gil-Agudo²⁹, os autores não realizaram nenhuma estatística de correlação. Sugerindo que o aumento do ângulo de contato apresentou uma relação inversa a CF, apenas pelos dados encontrados na estatística descritiva.

Contudo, mais uma vez é importante ressaltar diferenças importantes nos estudos. No trabalho supracitado²⁹, a amostra foi composta por atletas de basquete em cadeira de rodas e, sabendo-se das peculiaridades de cada modalidade, o comportamento cinemático entre os atletas de RCR e basquete em cadeira de rodas pode variar consideravelmente. Portanto, extrapolar os dados encontrados no presente trabalho para outras modalidades pode ser uma atitude leviana.

Devido à escassez de trabalhos relacionados ao comportamento cinemático dos atletas de RCR, só foi encontrado um trabalho que abordasse essa temática. Neste, Sarro *et al*⁶ analisaram a dinâmica do movimento de jogadores de elite de RCR durante um jogo de alto nível. Os resultados apontaram que os jogadores percorreram maior distância e tiveram maior velocidade média no primeiro tempo de jogo. Sendo as menores velocidades notadas mais frequentemente em jogadores com menor capacidade funcional. Tais achados também foram observados em nossos resultados, demonstrando que atletas com menor CF tendem a ter um desempenho inferior durante tarefas motoras. Nesse trabalho⁶, os autores analisaram somente o comportamento cinemático linear. Não foram observados aspectos angulares, como: ângulos articulares, ângulos de contato e impulsão. Fatos que reforçam a importância do nosso trabalho para a compreensão do RCR.

Dentro desse contexto, os resultados do presente trabalho apontam que os atletas de RCR apresentam comportamentos cinemáticos similares na maioria das variáveis estudadas, a saber: flexão de cotovelo, extensão de ombro, impulsão inicial e final, ângulo de contato, ângulo de impulsão e ciclos de propulsão. Entretanto, nas variáveis espaço-temporais foi possível observar um comportamento distinto no desempenho durante o

teste de velocidade de 20 metros. Vale ressaltar, que a análise cinemática no presente estudo foi realizada no local de treino dos atletas, com as cadeiras de jogo de cada atleta. Fato importante, pois a maioria dos estudos relacionados ao movimento de propulsão na cadeira de rodas^{4,8,12,13,18,20-22,27,28,30}, são realizados em laboratório com esteiras estacionárias. Tal fato pode alterar o comportamento motor durante a tarefa de propulsão, quando comparado a tarefas em atividades específicas realizadas fora do laboratório, como por exemplo testes de campo.

Limitações do Estudo

Uma limitação a ser considerada no presente estudo, é o fato de não termos avaliado o comportamento cinemático do tronco dos atletas durante o movimento de propulsão na cadeira de rodas. Pois os atletas de RCR tendem a usar de forma considerável o tronco para o deslocamento da cadeira de rodas, como uma forma de compensação devido à falta de força nos MMSS, principalmente os atletas com menor capacidade funcional^{6,7,10,19,31}.

Outra limitação em potencial, foi não termos analisado o padrão da mão adotado pelos atletas durante a propulsão na cadeira de rodas (arco, laço único, laço duplo e semicircular)^{13,17}. Pois existem dados recentes³² apontando que diferentes tipos de padrão podem impor demandas distintas aos MMSS, podendo influenciar no deslocamento da cadeira de rodas.

Apesar do crescimento das modalidades paradesportivas em todo mundo e o aumento das pesquisas acerca desse tema^{5-10,16,17}, um fator que ainda dificulta no desenvolvimento de trabalhos científicos é a dificuldade de conseguir amostras com tamanhos representativos. Tal dificuldade atribui-se, em parte, ao baixo número de praticantes de atividades paradesportivas.

No RCR, a principal dificuldade é decorrente do baixo número de tetraplégicos na população em geral²⁶, fato que dificulta ainda mais a captação de pessoas indicadas para esta modalidade. O baixo número de participantes em alguns estudos, acaba limitando a extrapolação dos resultados encontrados para a população em geral do esporte estudado. No nosso trabalho, o N amostral foi composto por 19 atletas de RCR, um número acima do encontrado em alguns trabalhos recentes sobre RCR^{6,10,16,17,19}. Vale ressaltar, que mesmo com diversos estudos sobre o movimento de propulsão na cadeira

de rodas em atletas ou não^{5-7,12,13,18-22}, no RCR esse tema ainda permanece escasso. Fato este, que contribuiu para elaboração e execução do presente trabalho.

Conclusão

Os atletas de RCR apresentaram comportamento cinemático similar na maioria das variáveis estudadas, apresentando um padrão com poucas variações. Entretanto, foi possível observar que alguns atletas tiveram melhor desempenho no teste de velocidade, principalmente os atletas com maior tempo de prática de RCR. Nossos resultados ajudam a fornecer novas informações sobre o comportamento motor dos atletas de RCR e podem ajudar treinadores, clínicos e pesquisadores a compreender melhor os fenômenos cinemáticos acerca dessa modalidade. Auxiliando no planejamento de estratégias terapêuticas, preventivas e de desempenho mais eficazes.

Referências

- 1- Stefanyshyn DJ, Stergiou P, Lun VM, Meeuwisse WH, Worobets JT. Knee angular impulse as predictor of patellofemoral pain in runners. **Am J Sports Med.** 2006 Nov;34(11):1844-51.
- 2- Hirata R, Duarte M. Efeito da posição relativa do joelho sobre a carga mecânica interna durante o agachamento. **Rev Bras Fisioter.** 2007 Mar-Apr;11(2):121-5.
- 3- Miana AN, Schor B, Castropil W, Bitar AC, Duarte M. Discinesia escapular: avaliação clínica e análise cinemática tridimensional. **RBM Ver Bras Med.** 2009 Oct;66(supp.1).
- 4- Gagnon G, Babineau A, Champagne A, Desroches G, Aissaoui R. Trunk and Shoulder Kinematic and Kinetic and Electromyographic Adaptations to Slope Increase during Motorized Treadmill Propulsion among Manual Wheelchair Users with a Spinal Cord Injury. **BioMed Research International** Volume 2015, Article ID 636319, 15 pages.
- 5- Reid M, Elliott B, Alderson J. Shoulder joint kinetics of the elite wheelchair tennis serve. **Br J Sports Med.** 2007;41:739–744.
- 6- Sarro KJ, Misuta MS, Burkett B, Malone LA, Barros RM. Tracking of wheelchair rugby players in the 2008 Demolition Derby final. **J Sports Sci.** Vol. 28. Num. 2. P. 1-8. 2010.
- 7- Yanci J, Granados C, Otero M, Badiola A, Olasagasti J, Bidaurrezaga-Letona I, Iturricastillo A, Gil SM. Sprint, agility, strength and endurance capacity in wheelchair basketball players. **Biology of Sport,** Vol. 32 No1, 2015.

8- Aytar A, Zeybek A, Pekyavas ON, Tigli AA, Ergun N. Scapular resting position, shoulder pain and function in disabled athletes. **Prosthetics and Orthotics International** 1–7 ©The International Society for Prosthetics and Orthotics, 2014.

9- IWRF – **INTERNATIONAL WHEELCHAIR RUGBY FEDERATION**. IWRF CLASSIFICATION MANUAL. 3rd EDITION, Revised 2015. Disponível em: [http://www.iwrf.com/resources/iwrf_docs/IWRF_Classification_Manual_3rd_Edition_rev-2015_\(English\).pdf](http://www.iwrf.com/resources/iwrf_docs/IWRF_Classification_Manual_3rd_Edition_rev-2015_(English).pdf) acessado em: 04/07/2016.

10- Campana BM, Gorla IJ, Duarte E, Scaglia JA, Tavares FCGCM, Barros FJ. O Rugby em Cadeira de Rodas: aspectos técnicos e táticos e diretrizes para seu desenvolvimento. **Motriz**, Rio Claro, v.17, n.4, p.748-757, out./dez. 2011.

11- Zhao KD, Van Straaten MG, Cloud BA, Morrow MM, An K-N, Ludewig PM. Scapulothoracic and Glenohumeral Kinematics During Daily Tasks in Users of Manual Wheelchairs. **Frontiers in Bioengineering and Biotechnology**. 2015;3:183. doi:10.3389/fbioe.2015.00183.

12- Russell IM, Raina S, Requejo PS, Wilcox RR, Mulroy S and McNittGray JL. Modifications in wheelchair propulsion technique with speed. **Frontiers in Bioengineering and Biotechnology** 3:171. doi: 10.3389/fbioe.2015.00171.

13- Dellabiancia F, Porcellini G, Merolla G. Instruments and techniques for the analysis of wheelchair propulsion and upper extremity involvement in patients with spinal cord injuries: current concept review. **Muscles Ligaments Tendons Journal**. 2013 Jul-Sep; 3(3): 150–156.

14- Guedes, D.P., Guedes, J.E.R.P. Manual Prático para Avaliação em Educação Física. São Paulo: Manole, 2006.

15- Curtis KA, Roach KE, Applegate EB, Amar T, Benbow CSTD, Genecco TD, Gualan J. Reliability and validity of the Wheelchair User's Shoulder Pain Index (WUSPI). **Paraplegia** (1995) 33, 595-60 I.

16- Pereira MM, Gorla JI. Avaliação da intensidade da dor no ombro em atletas com deficiência física praticantes de modalidades esportivas coletivas. **Arq. Ciênc. Saúde UNIPAR**, Umuarama, v. 14, n. 3, p. 231-235, set./dez. 2010.

17- Gorla JI, Costa e Silva AA, Costa LT, Campos LFCC. Validação da bateria “Beck” de testes de habilidades para atletas brasileiros de “rugby” em cadeira de rodas. **Rev. Bra. Educ. Fis. Esporte**, São Paulo, v. 25, n.3, p. 473-86, jul./set. 2011.

18- Slavens BA, Schnorenberg AJ, Aurit CM, Graf A, Krzak JJ, Reiners K, Vogel LC, Harris GF. Evaluation of Pediatric Manual Wheelchair Mobility Using Advanced Biomechanical Methods. Hindawi Publishing Corporation **BioMed Research International** Volume 2015, Article ID 634768, 11 pages.

- 19- Bussmann AJC, Greguol M. Análise das técnicas de propulsão de atletas praticantes de modalidades em cadeira de rodas: um estudo de revisão. **Rev. Ter. Ocup. Univ. São Paulo**, v. 23, n. 2, p. 193-198, maio/ago. 2012.
- 20- Requejo PS, Mulroy SJ, Ruparel P, Hatchett PE, Haubert LL, Eberly VJ, Gronley JK. Relationship Between Hand Contact Angle and Shoulder Loading During Manual Wheelchair Propulsion by Individuals with Paraplegia. **Top Spinal Cord Inj Rehabil**. 2015 Fall;21(4):313-24.
- 21- Rice IM, Jayaraman C, Hsiao-Wecksler ET, Sosnoff JJ. Relationship between shoulder pain and kinetic and temporal-spatial variability in wheelchair users. **Arch Phys Med Rehabil**. 2014 Apr;95(4):699-704.
- 22- Cowan RE, Nash MS, Collinger JL, Koontz AM and Boninger ML. Impact of Surface Type, Wheelchair Weight, and Axle Position on Wheelchair Propulsion by Novice Older Adults. **Arch Phys Med Rehabil**. 2009 Jul; 90(7): 1076–1083.
- 23- Fagher K, Lexell J. Sports-related injuries in athletes with disabilities. **Scand J Med Sci Sports** 2014; 24: e320–e331 doi: 10.1111/sms.12175.
- 24- Van Straaten M, Cloud BA, Morrow MM, Ludewig PM and Zhao KD. Effectiveness of Home Exercise on Pain, Function, and Strength of Manual Wheelchair Users With Spinal Cord Injury: A High-Dose Shoulder Program With Telerehabilitation. **Arch Phys Med Rehabil**. Author manuscript; available in PMC 2015 Oct 1.
- 25- Bauerfeind J, Koper M, Wieczorek J, Urbański P. Sports Injuries in Wheelchair Rugby – A Pilot Study. **Journal of Human Kinetics** volume 48/2015, 123-132 DOI: 10.1515/hukin-2015-0098.
- 26- Requejo PS, Jan Furumasu BS and Mulroy SJ. Evidence-Based Strategies for Preserving Mobility for Elderly and Aging Manual Wheelchair Users. **Top Geriatr Rehabil**. 2015 Jan-Mar; 31(1): 26–41.
- 27- Requejo OS and McNitt-Gray JL. Editorial: Wheelchair Mobility Biomechanics. **Front Bioeng Biotechnol**. 2016; 4: 53.
- 28- Soltau SL, Slowik JS, Requejo OS, Mulroy SJ and Neptune RR. An Investigation of Bilateral Symmetry During Manual Wheelchair Propulsion. **Front Bioeng Biotechnol**. 2015; 3: 86.
- 29- Crespo-Ruiz BM, Ama-Espinosa AJD and Gil-Agudo AM. Relation Between Kinematic Analysis of Wheelchair Propulsion and Wheelchair Functional Basketball Classification. **Adapted Physical Activity Quarterly**, 2011, 28, 157-172.
- 30- Cowan RE, Nash MS, Collinger JLBS, Koontz AM and Boninger ML. Impact of Surface Type, Wheelchair Weight, and Axle Position on Wheelchair Propulsion by Novice Older Adults. **Arch Phys Med Rehabil**. Author manuscript; available in PMC 2010 Jul 1.

31- Gorla JI, Pena LGS, Campos LFCC, Silva AAC, Gouveia RB, Santos LGTF, Almeida JJG, Flores LJF. Correlação da classificação funcional, desempenho motor e comparação entre diferentes classes em atletas praticantes de rugby em cadeira de rodas. **R. bras. Ci. e Mov** 2012;20(2):25-31.

32- Slowik JS, Requejo PS, Mulroy SJ, Neptune RR. The influence of wheelchair propulsion hand pattern on upper extremity muscle power and stress. **J Biomech.** 2016 Jun 14;49(9):1554-61.



ANEXO 1 - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Projeto de Pesquisa: ANÁLISE CINEMÁTICA DO MOVIMENTO DE PROPULSÃO EM ATLETAS DE RUGBY EM CADEIRA DE RODAS

Prezado (a) voluntário (a), você está sendo convidado (a) a participar do presente estudo, que tem como objetivo avaliar o comportamento do movimento do ombro durante a fase de impulso (propulsão) em cadeira de rodas. Para melhor entendimento para decisão de sua participação, segue a descrição do estudo.

Introdução/Justificativa: O Rugby em Cadeira de Rodas (RCR) ainda é um esporte relativamente novo, tanto no Brasil, quanto no cenário mundial. Entretanto, há um aumento das pesquisas sobre o RCR, que tem o propósito de melhorar o desempenho dos atletas, por meio de evidências científicas concretas. Em virtude disso, o estudo do gestual esportivo desses atletas, a partir da dissecação dos movimentos e compreensão dos aspectos angulares durante o deslocamento das cadeiras de rodas, pode auxiliar os profissionais que trabalham com essa modalidade a compreender o comportamento dos membros superiores, durante a prática do RCR.

Objetivo da Pesquisa: Analisar o movimento do ombro dos atletas de RCR durante a tarefa de propulsão da cadeira de rodas.

Procedimento do Estudo: Para que seja possível a realização do experimento, você será solicitado a responder dois curtos questionários sobre suas atividades esportivas e do dia-dia. Após isso, será necessário que você esteja com os braços livres, sem blusa de mangas compridas, pois, para execução dos testes, será preciso colocar marcadores (bolas de borracha) sobre a sua pele, fixados com fita adesiva. Então, será solicitado que você faça os movimentos de propulsão (tocar a cadeira), frenagem e giro da cadeira de rodas, durante um circuito feito na quadra de jogo, enquanto o equipamento chamado de videometria filma os movimentos. Este aparelho é composto por uma câmera, que captura os movimentos dos braços durante a realização das tarefas, e depois essas imagens serão analisadas através do programa do computador. As repostas aos questionários e o exame do movimento do ombro dos braços (videometria), serão realizados uma única vez, podendo ser repetidos, caso falte alguma informação no questionário, ou as imagens não fiquem com uma boa qualidade. Os exames poderão ser realizados nos turnos da manhã ou tarde com uma duração da pesquisa de aproximadamente 50min.

Riscos e Benefícios: O benefício que você poderá ter decorrente da participação neste trabalho inclui saber o gesto esportivo dos seus braços durante as tarefas executadas com a cadeira de rodas. Após isso, podendo aperfeiçoar os seus gestos para a prática do RCR. Referente aos riscos, o nosso estudo pode gerar apenas desconforto aos atletas em ver as imagens e identificar possíveis problemas na execução dos movimentos do jogo. Porém, os instrumentos utilizados não oferecem risco à saúde, pois são avaliações que utiliza apenas marcadores (bolas de isopor) fixadas na pele com esparadrapo. O único inconveniente pode ser com aqueles participantes que apresentem alergia ao esparadrapo, manifestando-se através de coceira e/ou ardência na pele.

Indenização em Caso de Dano: Caso ocorra dano pessoal diretamente causado pelos procedimentos da pesquisa, o participante será imediatamente encaminhado para o

atendimento médico em hospitais da rede pública, para atendimento médico na cidade onde acontece a pesquisa e, terá indenizações legalmente estabelecidas, caso se justifique.

Acompanhamento, Assistência e Responsável: Em qualquer etapa do estudo, você terá acesso ao profissional responsável (Fisioterapeuta Alexsandro da Silva Oliveira) que pode ser encontrado no telefone (21) 96439-8831. Se tiver alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, entre em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP): Praça das Nações, nº 34 - Bonsucesso, Rio de Janeiro – RJ, Tel.: (21) 3882-9752, coordenado pela Prof^a Dr^a. Susana Ortiz ou nos endereços eletrônicos: posgraduacao@unisiam.edu.br Se desejar desistir do estudo em qualquer momento, você tem toda liberdade de fazê-lo, garantindo que a recusa de participação não acarretará penalização no seu cuidado.

Sigilo: As informações a serem recebidas durante o estudo serão analisadas em conjunto com as informações obtidas de outros voluntários, não sendo divulgada a identificação de nenhum participante. Tais informações serão utilizadas pelos pesquisadores envolvidos no projeto para fins científicos e não será permitido o acesso a terceiros, garantindo assim proteção contra qualquer tipo de discriminação. Você será informado sobre os resultados parciais da pesquisa.

Custos: Não haverá despesas pessoais para você em qualquer fase do estudo, nem haverá compensação financeira relacionada à sua participação.

Garantia de Esclarecimentos: Acredito ter sido suficientemente informado a respeito das informações sobre o estudo acima citado que li ou que foram lidas para mim. Eu _____, RG _____, discuti com o Fisioterapeuta Alexsandro da Silva Oliveira, sobre a minha decisão em participar nesse estudo. Ficaram claros para mim quais são os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados e seus desconfortos, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes. Ficou claro também que minha participação é isenta de despesas e que tenho garantia de acesso a tratamento hospitalar quando necessário. Serão entregues duas vias desse termo, sendo uma devidamente assinada pelos responsáveis do projeto e entregue a mim. Concordo voluntariamente em participar deste estudo e poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o mesmo, sem penalidades ou prejuízo ou perda de qualquer benefício que eu possa ter adquirido.

Nome do Participante

Assinatura

Data

Nome do Pesquisador

Assinatura

Data

ANEXO 2 – Questionário de caracterização dos sujeitos

Data da Avaliação: __/__/____

Nome: _____

Idade: _____ Peso: _____ Altura: _____

Sexo: (1) Masculino (2) Feminino

Tipo de Lesão: _____

Tempo de Lesão: _____

Causa da lesão: _____

Tempo que pratica RCR (meses): _____

Treino semanal total (horas): _____

Classificação Funcional: _____

Possui dor no ombro? (1) Sim (2) Não

Em caso afirmativo, essa dor é unilateral ou bilateral?

(1) Unilateral (2) Bilateral

ANEXO 3 – Questionário WUSPI

Questões:

Para todas as questões, você deverá indicar uma nota relacionada a dor sentida na execução de cada atividade.

Esta nota deverá ser entre zero e dez, cujo zero significa que a dor não interfere na atividade e dez que a dor interfere completamente na atividade.

0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Não interfere										Interfere completamente

Dor durante as Transferências:

- 1) Cama – cadeira de rodas 0 – 1 – 2 – 3 – 4 – 5 – 6 – 7 – 8 – 9 – 10
- 2) Carro – cadeira de rodas 0 – 1 – 2 – 3 – 4 – 5 – 6 – 7 – 8 – 9 – 10
- 3) Banheira/banho – cadeira de rodas 0 – 1 – 2 – 3 – 4 – 5 – 6 – 7 – 8 – 9 – 10
- 4) Sofá – cadeira de rodas 0 – 1 – 2 – 3 – 4 – 5 – 6 – 7 – 8 – 9 – 10

Dor em Mobilidade com a cadeira de rodas:

- 5) > 10 minutos de propulsão 0 – 1 – 2 – 3 – 4 – 5 – 6 – 7 – 8 – 9 – 10
- 6) Rampas/elevações 0 – 1 – 2 – 3 – 4 – 5 – 6 – 7 – 8 – 9 – 10
- 7) Atividades Esportivas 0 – 1 – 2 – 3 – 4 – 5 – 6 – 7 – 8 – 9 – 10

Dor durante os Cuidados pessoais:

- 8) Alcançar objetos acima da cabeça 0 – 1 – 2 – 3 – 4 – 5 – 6 – 7 – 8 – 9 – 10
- 9) Vestir calças 0 – 1 – 2 – 3 – 4 – 5 – 6 – 7 – 8 – 9 – 10
- 10) Vestir uma camiseta 0 – 1 – 2 – 3 – 4 – 5 – 6 – 7 – 8 – 9 – 10
- 11) Vestir uma camisa de botão 0 – 1 – 2 – 3 – 4 – 5 – 6 – 7 – 8 – 9 – 10
- 12) Lavar as costas 0 – 1 – 2 – 3 – 4 – 5 – 6 – 7 – 8 – 9 – 10
- 13) Pentear cabelo 0 – 1 – 2 – 3 – 4 – 5 – 6 – 7 – 8 – 9 – 10

Dor em Atividades gerais:

- 14) Trabalho/escola 0 – 1 – 2 – 3 – 4 – 5 – 6 – 7 – 8 – 9 – 10
- 15) Dormir 0 – 1 – 2 – 3 – 4 – 5 – 6 – 7 – 8 – 9 – 10

ANEXO 4 – Comprovante de submissão do artigo