

UNIVERSIDADE FEDERAL DO AMAZONAS  
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM SAÚDE, SOCIEDADE E  
ENDEMIAS NA AMAZÔNIA

**PERFIL FISIOLÓGICO E CINEMÁTICO DE  
CADEIRANTES BASQUETEBOLISTAS DURANTE UM  
TESTE INTERMITENTE INCREMENTAL**

LUCAS DE SOUZA NASCIMENTO

MANAUS  
2020

LUCAS DE SOUZA NASCIMENTO

**PERFIL FISIOLÓGICO E CINEMÁTICO DE CADEIRANTES  
BASQUETEBOLISTAS DURANTE UM TESTE INTERMITENTE  
INCREMENTAL**

Defesa de Mestrado apresentado ao Programa de Pós-Graduação em Saúde, Sociedade e Endemias na Amazônia como requisito para a obtenção do título de Mestre em Saúde, Sociedade e Endemias na Amazônia.

Linha de pesquisa: Biodinâmica do Movimento Humano e Promoção da Saúde na Amazônia.

Orientadora: Prof<sup>ª</sup>. Dra. Karla de Jesus

MANAUS

2020

## **Ficha Catalográfica**

Ficha catalográfica elaborada automaticamente de acordo com os dados fornecidos pelo (a)  
autor (a).

N244p	<p>Nascimento, Lucas de Souza Perfil fisiológico e cinemático de cadeirantes basquetebolistas durante um teste intermitente incremental / Lucas de Souza Nascimento . 2020 65 f.: il.; 31 cm.</p> <p>Orientadora: Karla de Jesus Dissertação (Mestrado em Saúde, Sociedade e Endemias na Amazônia) - Universidade Federal do Amazonas.</p> <p>1. Fisiologia. 2. Cinemática. 3. Cadeirantes. 4. Basquetebol. I. Jesus, Karla de. II. Universidade Federal do Amazonas III. Título</p>
-------	--

LUCAS DE SOUZA NASCIMENTO

**PERFIL FISIOLÓGICO E CINEMÁTICO DE CADEIRANTES  
BASQUETEBOLISTAS DURANTE UM TESTE INTERMITENTE  
INCREMENTAL**

Projeto de defesa de Mestrado apresentado ao Programa de Pós-Graduação em Saúde, Sociedade e Endemias na Amazônia como requisito para a obtenção do título de Mestre em Saúde, Sociedade e Endemias na Amazônia.

Linha de pesquisa: Biodinâmica do Movimento Humano e Promoção da Saúde na Amazônia.

Aprovado em 27 de novembro de 2020

**BANCA EXAMINADORA**

---

Prof<sup>a</sup>. Dra. Karla de Jesus, Presidente  
Universidade Federal do Amazonas

---

Prof. Dr. Mateus Rossato  
Universidade Federal do Amazonas

---

Prof. Dr. Mario Antônio de Moura Simim  
Universidade Federal do Ceará

## AGRADECIMENTOS

Sempre pedi a Deus o que vos resta, aquilo que ninguém vos pede. Nunca pedi repouso e tranquilidade. Sempre pedi a insegurança e a inquietação, a luta e a tormenta, porém, acima de tudo, a coragem, a força, a fé e a persistência. Então primeiramente agradeço a Deus por ter colocado em minha vida um projeto desafiador como este e que nunca me deixou desistir.

Agradeço a minha orientadora professora Karla de Jesus, por ser uma pessoa de extrema competência, ser um exemplo e uma inspiração de profissional. Espero um dia ter 10% da inteligência e da visão futurista que apresenta.

Agradeço à minha mãe, por sempre confiar nos meus sonhos e sempre me ajudar em tudo o que precisei. É um dos seres humanos mais lindos que já conheci. Gratidão. Amo-te.

Agradeço imensamente aos meus primos que me ajudaram no processo de aprendizagem com câmeras (Carol Souza) e com processo de computação e por ter me levado todos os dias para trabalhar, por ter me dado todo o apoio acordando às madrugadas (Diego Gama), um muito obrigado.

Aos meus amigos de trabalho: Andreia Souza por me inserir no mercado de trabalho e Renata Rodrigues por todo suporte no Centro de Treinamento e por nunca me deixarem desistir.

Agradeço aos meus amigos que me ajudaram em algum processo do mestrado: Caio Matheus, Jaqueline Marinho, Roney Azevedo, Cristiano Queiroz, Isabela Almeida, Arlen Crisley, Ruben Junior, Renan Dias, Ayrton Senna, Benício Junior.

Aos membros do laboratório: Aleksandro Lima, Glenda Buzaglo, Thiago Camillo.

Aos professores do **PPGSSEA**, que tanto agregaram conhecimento transmitido durante o curso.

Aos meus alunos Socorro Barroso, Clausemar Barroso, Naelka Sarmiento, Ana Lucia Diefenbach e Raquel Rosas por todos os desabafos, por todas as conversas, por serem meus “psicólogos” nos momentos que mais precisei conversar. Muito obrigado.

Aos participantes da minha amostra, por toda a confiança que a mim foi dada.

Por último, mas não menos importantes, mas sim essenciais para que esse estudo se realizasse, ao Whendel Mesquita, por estar presente em todas as coletas, por ajudar a guardar os materiais, pelas orientações, por tudo. Ao Welligton Souza por também estar presente em todas as coletas, por sair do local de trabalho para ir me ajudar na coleta. Ao Myke Medeiros por me ajudar com o processamento dos dados e por toda a paciência em me ensinar a mexer nos softwares de engenharia. À Jessica Freire por me ajudar no processo da estatística. Sem vocês nada teria sido feito. Gratidão.

## RESUMO

O Basquetebol em Cadeira de Rodas (BCR) é um esporte para pessoas com deficiência nos membros inferiores, apresentando um sistema de classificação funcional que permite a inclusão de vários níveis de lesão ou funcionalidade. Estudos fisiológicos e cinemáticos contribuem para o entendimento da extensão da deficiência e como se relaciona com o desempenho esportivo. O estudo tem como objetivo analisar o perfil fisiológico e cinemático de jogadores de basquetebol em cadeira de rodas durante o teste físico intermitente incremental. A amostra foi composta por 10 jogadores do sexo masculino com idades ( $37.44 \pm 7.32$ ), todos com mais de três anos de experiência em jogo. Os jogadores realizam o teste de campo incremental *YoYo Test – IRI*. Foram mensurados Pico do Consumo de Oxigênio ( $VO_{2pico}$ ), concentração sanguínea de lactato [La-] pré, imediatamente após e três minutos após o teste, frequência cardíaca (FC), limiares ventilatórios ( $LV_1$  e  $LV_2$ ), tempo de ciclo, tempo de contato, tempo de recuperação, flexão do cotovelo, rotação interna e externa do ombro e flexão e extensão do tronco, velocidade média e frequência propulsiva. Foi verificada a normalidade dos dados utilizando o teste de Shapiro-Wilk ( $p < 0.05$ ). Foi realizada a correlação de Pearson entre o  $VO_{2pico}$ , FC,  $LV_1$  e  $LV_2$  com a classificação funcional. Comparação entre os momentos baseados na  $LV_1$ ,  $LV_2$  e  $VO_{2pico}$  foi realizada pelo ANOVA one-way de medidas repetidas (dados paramétricos) e o teste Friedman's 2-way ANOVA (dados não paramétricos). Ocorreram alterações entre as diferentes zonas de intensidades em todos os momentos das variáveis fisiológicas ao decorrer do teste ( $p = 0.001$ ), exceto o [La-] imediatamente após o teste ( $p = 0.899$ ), com *effect size* (0.86, 0.86 e 0.60 respectivamente,  $p < 0.05$ ). Nas variáveis cinemáticas houve diferença no tempo de recuperação ( $p = 0.003$ ) flexão do cotovelo direito ( $p = 0.001$ ), rotação interna do ombro direito ( $p = 0.001$ ) e flexão do tronco ( $p = 0.001$ ), com *effect size* (0.19, 0.31, 0.40 e 0.21 respectivamente,  $p < 0.05$ ). Observou-se correlação moderada entre as mensurações da FC,  $VO_{2pico}$ ,  $LV_1$  e  $LV_2$  ( $r = 0.528$  e  $0.674$ ,  $0.62$  e  $0.67$ ,  $p < 0.05$ ) entre a classificação funcional respectivamente. Houve alterações cinemáticas no tempo de recuperação, flexão do cotovelo, rotação externa do ombro e flexão do tronco, assim como houve compensação de movimento nas variáveis angulares, pois houve diferença entre os momentos apenas em um lado dos membros superiores. A análise de um teste intermitente incremental em campo além de ser mais viável para o atleta (condiz com a situação mais próxima de um jogo), apresenta maior viabilidade quanto a uma prescrição de um

treinamento individual conforme a legibilidade que o atleta apresenta e de acordo com as respostas fisiológicas e cinemáticas.

**Palavras-chave:** Fisiologia, Cinemática, Cadeirantes, Basquetebol.

## ABSTRACT

Wheelchair Basketball (BCR) is a sport aimed at people with permanent disabilities in the lower limbs, presenting a functional classification system that allows the inclusion of various levels of injury, a factor that depends on performing physiological assessments and analyzes. and cinematic. The study aims to analyze the physiological and cinematic profile of basketball players in a wheelchair during the incremental intermittent physical test. The sample consisted of 10 male players aged ( $37.44 \pm 7.32$ ), body mass index (BMI) ( $24.99 \pm 5.84$ ), all with more than three years of gaming experience. Players perform the YoYo Test - IR1 incremental field test. Peak Oxygen Uptake ( $VO_{2peak}$ ), blood lactate concentration [La-] pre, immediately after and three minutes after the test, heart rate (HR), ventilatory thresholds (LV1 and LV2), cycle time, contact time, recovery time, elbow flexion, internal and external rotation of the shoulder and trunk flexion and extension, average speed and propulsive frequency were measured. The normality of the data was verified using the Shapiro-Wilk test ( $p < 0.05$ ). Pearson's correlation between  $VO_{2peak}$ , HR, LV1 and LV2 with the functional classification was performed. Comparison between moments based on LV1, LV2 and  $VO_{2peak}$  was performed by ANOVA one-way repeated measures (parametric data) and the Friedman's 2-way ANOVA test (non-parametric data). There were changes between the different intensities zones at all times of the physiological variables during the test ( $p = 0.001$ ), except for [La-] immediately after the test ( $p = 0.899$ ), with effect size (0.86, 0.86 and 0.60 respectively,  $p < 0.05$ ). In the kinematic variables, there was a difference in recovery time ( $p = 0.003$ ), flexion of the right elbow ( $p = 0.001$ ), internal rotation of the right shoulder ( $p = 0.001$ ) and trunk flexion ( $p = 0.001$ ), with effect size (0.19, 0.31, 0.40 and 0.21 respectively,  $p < 0.05$ ). There was a moderate correlation between HR,  $VO_{2peak}$ , LV1 and LV2 measurements ( $r = 0.528$  and  $0.674$ ,  $0.62$  and  $0.67$ ,  $p < 0.05$ ) between the functional classification, respectively. There were kinematic changes in recovery time, elbow flexion, external shoulder rotation and trunk flexion, as well as movement compensation in the angular variables, as there was a difference between the moments only on one side of the upper limbs. An analysis of an incremental intermittent test in the field, besides being more feasible for the athlete (according to the situation closest to a game), presents greater feasibility to a prescription of individual training according to the legibility that the athlete presents and according to physiological and kinematic response.

Keywords: Physiology, Kinematics, Wheelchair, Basketball.

**LISTA DE FIGURAS**

Figura 1. Consumo de Oxigênio pico $VO_{2\text{pico}}$ .....	21
Figura 2. Parâmetros da propulsão da cadeira de rodas. ....	25
Figura 3. Padrões de Propulsão (trajetórias das mãos).....	26
Figura 4. Posicionamento dos sensores .....	37

**LISTA DE GRÁFICOS**

Gráfico 1. Plano cinemático da articulação do cotovelo .....	27
Gráfico 2. Plano cinemático da articulação da rotação externa do ombro .....	28
Gráfico 3. Plano cinemático da articulação interna do ombro .....	28
Gráfico 4. Plano cinemático da flexão do tronco .....	29
Gráfico 5. Plano cinemático da extensão do tronco .....	29

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Perfil antropométrico, clínico e funcional dos participantes da pesquisa.....	32
Tabela 2 – Média $\pm$ desvio padrão de medidas antropométrica (triciptal, subescapular, suprailíaca e abdominal em mm).....	33
Tabela 3 – Protocolo de teste intermitente incremental <i>YoYo - IRI</i> .....	34
Tabela 4 – Variáveis fisiológicas (FCmax, VO <sub>2pico</sub> , LV <sub>1</sub> e LV <sub>2</sub> ) e deslocamento.....	40
Tabela 5 – Associação entre classificação funcional e variáveis fisiológicas (FC <sub>MAX</sub> , VO <sub>2pico</sub> , LV <sub>1</sub> e LV <sub>2</sub> ).....	41
Tabela 6 – Variável fisiológica [La-] .....	41
Tabela 7 – Média $\pm$ desvio padrão, comparação entre os diferentes momentos e tamanho do efeito da [La-] .....	42
Tabela 8 – Média $\pm$ desvio padrão, comparação e tamanho do efeito dos parâmetros temporais entre as zonas de intensidade de esforço .....	42
Tabela 9 – Média $\pm$ desvio padrão, comparação entre as zonas de intensidade de esforço e tamanho do efeito da cinemática ângulos dos segmentos do cotovelo, ombro e tronco .....	42

## LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

ADM	Amplitude de Movimento
ARC	Arco
ATP	Adenosina Trifosfato
Bla	Lactato Sanguíneo
CP	Creatina Fosfato
DLOP	Loop Duplo
DME	Diferenças de Médias Estandarizadas
EUA	Estados Unidos
FAB	Functional Assessment Biomechanics
FEFF	Faculdade de Educação Física e Fisioterapia
FC	Frequência Cardíaca
FC <sub>MÁX</sub>	Frequência Cardíaca máxima
FP	Frequência de Propulsão
FR	Fase de Recuperação
TIAI	Treinamento Intermitente de Alta Intensidade
IMC	Índice de Massa Corpórea
IWBF	International Wheelchair Basketball Federation
[La-]	Concentração sanguínea de lactato
LM	Lesão Medular
LV1	Limiar Ventilatório 1
LV2	Limiar Ventilatório 2
MM	Milímetros
PDFC	Ponto de Deflexão da Frequência Cardíaca
Ph	Potencial de Hidrogênio
SC	Semicircular
SLOP	Loop Único
TC	Tempo de Ciclo
TE	Tamanho do Efeito
UFAM	Universidade Federal do Amazonas
VP	Ventilação Pulmonar
VCO <sub>2</sub>	Produção de Gás Carbônico

$VO_2$ 

Consumo de Oxigênio

 $VO_{2max}$ 

Consumo de Oxigênio máximo

 $VO_{2pico}$ 

Consumo de Oxigênio pico

## SUMÁRIO

<b>RESUMO</b> .....	6
<b>ABSTRACT</b> .....	8
<b>LISTA DE FIGURAS</b> .....	9
<b>LISTA DE GRÁFICOS</b> .....	10
<b>LISTA DE TABELAS</b> .....	11
<b>LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS</b> .....	12
<b>1. INTRODUÇÃO</b> .....	15
<b>2. OBJETIVOS</b> .....	16
2.1 Objetivo Geral .....	16
2.2 Objetivos Específicos .....	16
<b>3. REVISÃO DE LITERATURA</b> .....	16
3.1 Histórico do Basquetebol em cadeira de rodas.....	16
3.1.1 Basquetebol em cadeira de rodas e classificação funcional .....	18
3.2 Aspectos fisiológicos.....	20
3.3 Condições fisiológicas de atletas cadeirantes basquetebolistas.....	21
3.4 Considerações fisiológicas durante um treino de basquetebol .....	23
3.6 Cinemática da propulsão da cadeira de rodas.....	25
3.7 Testes de campo.....	29
<b>4. MATERIAL E MÉTODOS</b> .....	31
4.1 Aspectos éticos .....	31
4.2 Tipo de pesquisa .....	31
4.3 Local de estudo.....	31
4.4 Critérios de inclusão e exclusão .....	31
4.5 População e amostra .....	31
4.6 Procedimentos de coleta de dados .....	33
4.7 Análise estatística .....	39
<b>5. RESULTADOS</b> .....	40
<b>6. DISCUSSÃO</b> .....	43
<b>7. LIMITAÇÕES E SUGESTÕES PARA FUTUROS ESTUDOS</b> .....	49
<b>8. CONCLUSÃO</b> .....	50
<b>REFERÊNCIAS</b> .....	51
<b>APÊNDICE</b> .....	59
<b>ANEXOS</b> .....	62

## 1. INTRODUÇÃO

O Basquetebol em Cadeira de Rodas (BCR) é um esporte praticado por pessoas com deficiência física nos membros inferiores causadas pela amputação, paralisia cerebral, espinha bífida, poliomelite, condições musculoesqueléticas, má formação congênita, lesão medular e uma reduzida capacidade de jogar basquetebol correndo na mesma maneira que jogadores sem deficiência (GOOSEY-TOLFREY, 2005, MOLIK et al., 2017). Para minimizar a desigualdade entre os jogadores é realizada uma subdivisão denominada sistema de classificação funcional, o qual cada jogador de acordo com movimentos e habilidades com pontuação variante de 1.0 a 4.5 entre os participantes (MOLIK et al., 2017).

O BCR é um dos esportes mais praticados entre os atletas paralímpicos (FRANCIS; OWEN; PETERS, 2019). Contudo, ainda é crescente a busca em estudos sobre desempenho em esportes em cadeira de rodas, sendo desenvolvidas análises na área da fisiologia (e.g. consumo do oxigênio –  $VO_2$  e Concentração de Lactato Sanguíneo [La-]; COUTTS et al., 1990; MASON; VAN DER WOUDE; GOOSEY-TOLFREY, 2013; TEJERO et al., 2018). Na área da biomecânica são realizados estudos sobre tempo de ciclo de propulsão da cadeira de rodas, posição, velocidade, aceleração (CHOW; LEVY, 2011; SYMONDS et al., 2018), na tentativa de caracterização dos praticantes, assim como prescrição de treinamento.

As classes funcionais estão correlacionadas com as condições fisiológicas (i.e., quanto mais baixa a classe funcional menores são os valores de consumo de oxigênio pico –  $VO_{2pico}$  e [La-]) fator esse que pode sofrer alterações ao decorrer da carreira do atleta (MOLIK et al., 2017), e também estão associadas às alterações e ajustes biomecânicos, ou seja, quanto menor a classe, maiores são os fatores limitantes cinemáticos (e.g., instabilidade na flexão do tronco) (REIS; RIBEIRO; FILHO, 2015; COLLINS et al., 2010). Por meio de estudos fisiológicos e cinemáticos, alterações quanto ao desempenho do atleta podem ser analisadas e identificadas (COOPER et al., 2002; NUNOME et al., 2002), as quais estão associadas tanto a técnica quanto eficiência do atleta cadeirante para obter melhor desempenho no esporte (CHOW; LEVY, 2011; COOPER et al., 2002).

Cada vez mais se busca um treinamento específico e direcionado para o basquetebol em cadeira de rodas, assim, testes de campo são de grande interesse pela maior validade dos resultados, uma vez que estão mais próximas das condições reais de um jogo de basquetebol (GOOSEY-TOLFREY et al., 2008). A modalidade apresenta demandas cíclicas da propulsão da cadeira de rodas (SYMONDS et al., 2018), com solicitações

energéticas aeróbias por causa do tempo de jogo e com alta intensidade requerendo esforços de curta duração (i.e., anaeróbios - *sprints*) (GOOSEY-TOLFREY et al., 2013; MOLIK et al., 2017), sendo intermitente e com mudanças de direção (SOLTAU et al., 2015; TEJERO et al., 2018; LEVING et al., 2018).

A aptidão de conduzir uma cadeira de rodas afeta a capacidade respiratória, resistência muscular e parâmetros espaço-temporais (e.g. tempo de ciclo; REIS; RIBEIRO; FILHO, 2015, CHOW; LEVY, 2011), podendo causar excessivas tensões metabólicas, acarretando dificuldades físicas durante testes físicos, treinamento e/ou riscos para a saúde (GOOSEY-TOLFREY; LEICHT, 2013; VEEGER; WOUDE; ROZENDAL, 1991). Com cadeirantes basquetebolistas, a prática de métodos exaustivos de treinamento físico pode proporcionar compensações biomecânicas durante a execução de movimentos, portanto, faz-se necessária a obtenção de parâmetros confiáveis para a prescrição adequada do treinamento, os quais devem ser relacionados com a classificação funcional.

## **2. OBJETIVOS**

### **2.1 Objetivo Geral**

Analisar o perfil fisiológico e cinemático de cadeirantes praticantes de basquetebol durante o teste intermitente incremental Yo-Yo Test.

### **2.2 Objetivos Específicos**

- i. Investigar se existem associações entre a  $FC_{MAX}$ ,  $VO_{2pico}$ ,  $LV_1$  e  $LV_2$  com a classificação funcional.
- ii. Comparar se há diferença entre tempo de ciclo, tempo de contato, tempo de recuperação, movimento angular do cotovelo, ombro e tronco em diferentes zonas de intensidade de esforço durante o teste intermitente incremental.

## **3. REVISÃO DE LITERATURA**

### **3.1 Histórico do Basquetebol em cadeira de rodas**

O Basquetebol em Cadeira de Rodas (BCR) é uma modalidade paralímpica cuja população de praticantes aumentou significativamente nos últimos anos (i.e., ~ 100.000 jogadores entre 105 nações; FRANCIS; OWEN; PETERS, 2019) devido predominantemente à repercussão obtida nas paraolimpíadas (CAVEDON; ZANCARO; MILANESE, 2018). O BCR é caracterizado por esforços intermitentes de alta intensidade,

inclui propulsão, início, parada, mudança de direção da cadeira de rodas (agilidade) (OZMEN et al., 2014). O primeiro registro do BCR foi apresentado em 1946 em forma de um artigo em um jornal americano, com descrição dos acontecimentos durante uma partida de BCR (COSTA, 2013).

Os Estados Unidos (EUA) e Reino Unido deram início a prática da modalidade, que serviria como um processo complementar à reabilitação devido ao ócio hospitalar (LEDUR; ASSMANN, 2016). A adaptação do basquete convencional para a prática em cadeira de rodas ocorreu por meio da iniciativa do médico neurologista e neurocirurgião Sir Ludwig Gutmann, partindo da terapia esportiva para pessoas que tinham sofrido algum tipo de lesão medular durante os confrontos da II Guerra Mundial.

Uma vez que já haviam criado centros de reabilitação para pessoas com deficiência em 1944, como o Centro Nacional De Lesados Medulares em Stoke Mandeville nos EUA; (LEDUR; ASSMANN, 2016), outros tipos de deficiências físicas foram incluídas no esporte devido a sua alta prevalência em melhora do condicionamento físico e psicológico, como poliomielite, amputação, espinha bífida (CARVALHO; GRANDE, 2012; COSTA, 2012).

Devido o enfoque médico e esportivo, a terapia ganhou crédito na área esportiva devido os primeiros jogos de Stoke Monteville para paraplégicos ocorrido paralelamente aos Jogos Olímpicos de Verão em 1948. Em 1949 ocorreu o primeiro torneio nacional de BCR, realizado em Illinois – EUA, contando com seis equipes. Em 1952 ocorreram os primeiros jogos internacionais para cadeirantes, com 130 participantes, tendo equipes dos EUA, Inglaterra e Holanda (CARDOSO, 2011; IWBF, 2014).

Devido à criação da Federação Internacional de Esportes em Cadeira de Rodas de Stoke Mandeville nos Estados Unidos, a primeira modalidade esportiva desenvolvida para atletas cadeirantes foi o BCR, que em seguida tomou lugar na primeira paraolimpíada em 1960 em Roma. No Brasil o esporte ocupou seu espaço após o surto de poliomielite ocorrido na década de 1950.

Conforme desenvolvimento de entidades voltadas a esta prática esportiva, a modalidade ganhou maior visibilidade devido aos benefícios atrelados (e.g., cardiometabólico, condicionamento físico), sendo considerada como pioneira e favorita quando é voltada ao público de pessoas cadeirantes (COSTA, 2013; LEDUR; ASSMANN, 2016).

A prática de basquetebol em cadeira de rodas tende a melhorar a autoestima dos praticantes, posto que o esporte adaptado contribui para a estruturação da personalidade e do ânimo, assim como do bem-estar do corpo e da mente (CARVALHO; GRANDE, 2012;

COSTA, 2012). Outro benefício da prática de basquetebol, é a melhoria nas relações sociais qual, confere ao indivíduo a oportunidade de desenvolver o seu condicionamento físico, se dedicar a atividades de lazer, se tornar mais ativo, de aprender habilidades para poder se ocupar nas horas vagas e de colher experiências positivas no grupo e no ambiente social (COSTA, 2013; LEDUR; ASMANN, 2016).

### **3.1.1 Basquetebol em cadeira de rodas e classificação funcional**

O BCR é um esporte voltado a pessoas com deficiência física, o que os impede de executarem a corrida, o salto e o pivotamento da mesma forma que uma pessoa sem deficiência (CAVEDON; ZANCANARO; MILANESE, 2018). A modalidade é regulamentada para pessoas que apresentam condições crônicas que resultam em deficiência como lesão medular, condições musculoesqueléticas, paralisia cerebral, espinha bífida, amputação e poliomielite (MOLIK et al., 2017).

Devido à diversidade de deficiências no esporte, introduziu-se um sistema de classificação com a finalidade de balancear o jogo quanto ao nível de habilidade funcional, como equilíbrio e destreza (MOLIK et al., 2010, 2017; IWBF, 2014). A classificação varia entre 1.0 a 4.5, e os valores estão relacionados com os “jogos de ponto”, na qual a pontuação de cinco jogadores não deve exceder 14 pontos durante um jogo. Há casos em que o cadeirante basquetebolista não se encaixa na pontuação apresentada, obtendo características de duas ou mais classes, dessa forma é atribuído ao jogador 0.5 pontos quanto a classificação, sendo 1.5 ou 2.5 ou 3.5 (MOLIK et al., 2010).

A pontuação é correspondente ao balanceamento das equipes, garantindo que o resultado de qualquer jogo esteja diretamente ligado com a habilidade dos jogadores e a capacidade atlética (IWBF, 2014). Desta forma, são classificados por meio de volume de ação, o qual é definido como o limite o qual o jogador pode mover-se voluntariamente, com controle dos movimentos em qualquer direção, podendo retornar para a posição vertical sem usar a cadeira de rodas como apoio ou usar as extremidades superiores para auxiliar o movimento (IWBF, 2014; MOLIK et al., 2010).

O volume de ação é determinado para cada atleta em sua classe conforme a força muscular, amplitude de movimento e coordenação nos membros inferiores, superiores e tronco (GOOSEY-TOLFREY, 2010). Inclui todas as direções nos planos vertical e horizontal, conforme a posição da bola quando segurada com as duas mãos (IWBF, 2014). A validade do sistema de classificação funcional do basquete em cadeira de rodas foi

considerada de áreas campos de concentração de estudo (e.g., fisiologia, biomecânica e desempenho do jogo; TACHIBANA et al., 2019)).

Segundo Tachibana et al. (2019), um jogador da classe 1.0 tem pouco controle voluntário em qualquer plano dependendo da cadeira de rodas e / ou braços para suporte em todos os planos de movimento. Portanto, de acordo com a IWBF (2014):

- Classe 1.0
  - Não tem movimento ativo do tronco no plano sagital (rotação);
  - Não tem ou apresenta pouco controle do tronco no plano frontal;
  - Não tem controle do movimento do tronco no plano lateral;
  - Quando estiver sem equilíbrio, deve manipular os braços para voltar ao plano vertical.

De acordo com Tachibana et al. (2019), um jogador de classe 2.0 apresenta ativa rotação superior do tronco, que permite um volume parcial de ação nos planos transversos e sagital, assim, conforme a IWBF (2014):

- Classe 2.0
  - Possui rotação ativa superior do tronco, porém não equivalente a parte inferior do tronco;
  - Tem movimento parcialmente controlado do tronco no plano frontal;
  - Não apresenta movimento controlado do tronco no plano lateral.

Para Tachibana et al. (2019), um jogador da classe 3.0 tem um volume total de ação nos planos transversos e sagital, mas nenhum volume de ação no plano frontal, desta forma, a IWBF (2014) destaca:

- Classe 3.0
  - Possui total movimento do tronco no plano vertical;
  - Possui movimento completo do tronco no plano frontal;
  - Não apresenta movimentos controlados do tronco no plano lateral.

Conforme Tachibana et al. (2019), um jogador de classe 4.0 tem um volume de ação completo nos planos transversal e sagital e um volume total de ação para um lado. Assim, de acordo com a IWBF (2014):

- Classe 4.0

- Possui movimento completo do tronco no plano vertical;
- Tem movimento completo do tronco no plano frontal;
- Tem movimento completo do tronco para um lado, porém com dificuldade do movimento completo do tronco para o outro lado.

Segundo Tachibana et al. (2019), um jogador de classe 4.5 tem um volume de ação completo em todos os planos, portanto, de acordo com a IWBF (2014):

- Classe 4.5
  - Possui movimento completo do tronco no plano vertical;
  - Possui total movimento do tronco no plano frontal;
  - Possui total movimento do tronco para os planos laterais.

### 3.2 Aspectos fisiológicos

A aptidão aeróbia é uma ferramenta de qualificação da capacidade de um atleta realizar um exercício físico de longa duração (maior que 4 minutos), na qual a fonte de energia é fornecida principalmente da fosforilação oxidativa. Uma das formas de mensurar a aptidão aeróbia é através do Consumo Máximo de Oxigênio ( $VO_{2max}$ ), sendo considerado padrão ouro como indicador de potência aeróbia (BAUMGART; BRUROK; SANDBAKK, 2018; CORRÊA et al., 2018).

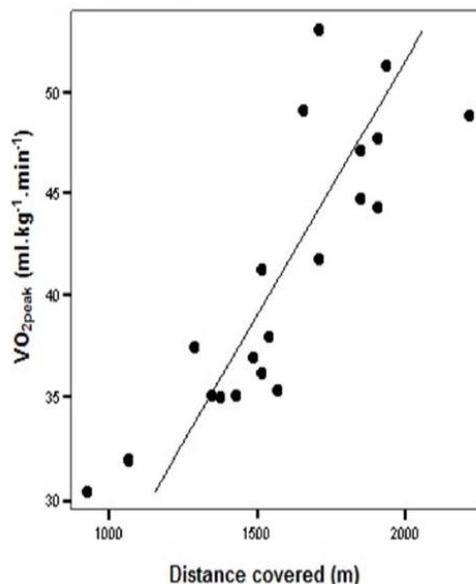
O  $VO_{2max}$  representa a capacidade dos sistemas cardiovascular, respiratório e muscular de absorver e utilizar oxigênio ao decorrer de um exercício para exaustão. O resultado comum de um teste  $VO_{2max}$  é um nivelamento (platô), apesar de um aumento continuado na intensidade do exercício (GORDON et al., 2012).

A compreensão do desenvolvimento de um platô no  $VO_{2max}$  é que, ao longo do exercício incremental, ocorre um desequilíbrio o qual começa a se desenvolver entre a demanda de absorção de oxigênio no músculo e a capacidade do sistema cardiorrespiratório para prover oxigênio ao músculo envolvido, uma habilidade limitada pelo débito cardíaco (GORDON et al., 2012).

Quando se percebe que não houve alcance do platô de acordo com a elevação da intensidade de exercício, tendo aumento dos níveis de consumo de oxigênio, e em seguida uma queda nos valores, é então verificado que houve Pico de Oxigênio ( $VO_{2pico}$ ) (figura 1),

a ausência de um platô no  $VO_2$  pode ser observado em testes de exercício que requerem pequena massa muscular (TEJERO et al., 2018).

Figura 1. Consumo de Oxigênio pico  $VO_{2\text{pico}}$



Fonte: Tejero et al. (2018).

Testes de  $VO_{2\text{max}}$  e aferições de limiares ventilatórios permitem mensurar capacidade de aptidão física através do aumento gradual de carga (aumento de velocidade e/ou resistência) até alcançar a exaustão (BERNARDI et al., 2010; GAUTHIER et al., 2017). A determinação do  $VO_{2\text{max}}$  em testes incrementais tornou-se popular por sua praticidade e agilidade de ser conduzido, sendo amplamente aceito como indicador para intensidade de exercício e determinação de respostas ao treinamento, aeróbias aos estresses ambientais (POOLE; JONES, 2017).

### 3.3 Condições fisiológicas de atletas cadeirantes basquetebolistas

Segundo Ozmen et al. (2014) pessoas com lesão medular apresentam desvantagens fisiológicas limitando a capacidade do exercício, tendo exemplo a perda direta do controle motor e do nervo simpático, uma vez que abaixo do nível da lesão há menor circulação sanguínea, aumento lento do consumo de oxigênio ( $VO_2$ ), redução da frequência cardíaca, baixo volume sistólico, perda de massa muscular.

Moreno et al., (2012) retrata que pessoas com lesão medular têm alterações importantes quanto as funções cardiorrespiratórias, caracterizadas como paralisia muscular

ou fraqueza, assim como função pulmonar anormal, tornando-as propensas ao desenvolvimento de doenças pulmonares, atelectasias e infecções respiratórias.

A função cardíaca é caracterizada pela diminuição da circulação sanguínea, pelas estruturas cardíacas e pela associação das doenças cardiovasculares que apresentam baixo retorno venoso. Dependendo da lesão, ocorrem adaptações cardiovasculares específicas, como diminuição da capacidade venosa e aumento da resistência ao fluxo venoso, perda de massa ventricular esquerda, formação capilar diminuída, aumento da resistência vascular, vasoconstrição e conseqüentemente redução do fluxo sanguíneo (TER WOERDS et al., 2006).

Ocorre redução da FC, variando de 100 a 135 bpm (nível de lesão T5), devido a adaptação a longo prazo do coração (REIS; RIBEIRO; FILHO, 2015), apesar de o coração ser totalmente inervado e ser possível atingir a frequência cardíaca máxima ( $FC_{max}$ ), o volume de ejeção pode estar comprometido devido ao acúmulo venoso nas extremidades dos membros inferiores, ocorrendo o comprometimento do débito cardíaco (GOOSEY-TOLFREY; BATTERHAM; TOLFREY, 2003).

De Lira et al. (2010), Goosey-Tolfrey e Leicht, (2013) abordam que durante o exercício, a distribuição sanguínea dos membros superiores é prejudicada devido à falta da vasoconstrição simpática abaixo da lesão e perda de inervação nos músculos dos membros inferiores, causando atrofia da bomba (ventrículo esquerdo) tendo como consequência maior dificuldade de redistribuição sanguínea abaixo da lesão e menor preenchimento ventricular.

Fisiologicamente, devido ao não uso dos membros inferiores as capacidades são limitadas (i.e. mobilidade do tronco), uma vez que há perda do controle muscular associando-o com as alterações do sistema nervoso simpático, impedindo uma melhor performance biomecânica de exercícios que podem melhorar o sistema cardiovascular, assim como medidas fisiológicas e metabólicas, como consumo de oxigênio ( $VO_2$ ) e concentração de lactato sanguíneo (COLLINS et al., 2010; GAUTHIER et al., 2017; REIS; RIBEIRO; FILHO, 2015).

Contudo, mesmo em indivíduos aptos, durante exercícios físicos, o sistema cardiorrespiratório não é totalmente estressado quando se trata de cadeirantes devido a redução de massa muscular dos membros inferiores (BAUMGART; BRUOK; SANDBAKK, 2018). Neste sentido, busca-se protocolos de testes adaptados devido a preocupação de agravamento de lesões durante a propulsão de cadeira de rodas, utilizando

testes de exercício de tempo curto e pelo fato de não atingirem o  $VO_{2max}$  (GOOSEY-TOLFREY et al., 2014).

Conforme Baumgart, Brurok e Sandbakk (2018), em cadeirantes, raramente é alcançado um limite fisiológico do sistema de fornecimento e utilização de oxigênio, assim, durante o exercício físico, a absorção de oxigênio até a exaustão voluntária é maior nos membros superiores (parte de maior fluxo sanguíneo e massa muscular) do que nos membros inferiores.

Para o atleta, a dificuldade em atingir o  $VO_{2max}$  é devido ao recrutamento da massa muscular reduzida para propulsão da cadeira de rodas. O consumo de oxigênio durante um exercício de alta intensidade é em grande parte um reflexo do recrutamento da massa muscular. Contudo, devido ao baixo recrutamento dos membros inferiores, há dificuldade em atingir o  $VO_{2max}$  (GOOSEY-TOLFREY; BATTERHAM; TOLFREY, 2003). Assim para testes de exercício em atletas paraolímpicos, o que se obtém são níveis de  $VO_{2pico}$ , sendo a maior absorção de consumo de oxigênio alcançada durante o exercício até a exaustão voluntária (BAUMGART; BRUROK; SANDBAKK, 2018).

### **3.4 Considerações fisiológicas durante um treino de basquetebol**

A capacidade aeróbia do basquetebol em cadeira de rodas é um dos parâmetros que determinam o nível de desempenho no esporte (TEJERO et al., 2018). O  $VO_{2pico}$ , uma medida em nível de órgão, é indicativo da condição de nível de lesão, idade, sexo e status de treinamento (VAN DER WOUDE et al., 2002).

Pessoa com LM de nível alto são prejudicados quanto ao desempenho esportivo, devido à inervação cardiovascular (e respiratória), massa muscular funcional reduzida nos músculos, baixa capacidade de recrutamento motor condigno à inatividade de condução nervosa, causando implicações metabólicas no músculo por desuso, assim como no sistema circulatório (REIS; RIBEIRO; FILHO, 2015). Tais limitações são adicionais às vasculares e neuromusculares na parte inferior do corpo, de modo consequente, o fornecimento de oxigênio, o pH diminui (acúmulo de lactato), podendo ocorrer a sensação local de fadiga (VAN DER WOUDE et al., 2002).

A concentração de lactato durante e após o exercício pode ser determinada usando o Lactato Sanguíneo (BLa) e determina o caráter metabólico. Na prática, a concentração de lactato pico é importante na preparação de um plano de treino adequado, em termos de exercício físico, repetições e intensidade (i.e., intervalos entre cada exercício, números de série de exercício (MOLIK et al., 2017).

Atletas cadeirantes apresentam massa muscular reduzida (redução das fibras do tipo I nos membros inferiores), o qual, apenas 5% da produção de lactato metabolizada ocorre no músculo inativo durante um exercício de exaustão volitiva, havendo adaptação quanto à redução da capacidade oxidativa dos membros comprometidos (KNECHTLE; KOPFLI, 2001). As adaptações incluem capacidade oxidativa reduzida de membros paralisados, devido a redução das fibras tipo 1 nos músculos dos membros inferiores. Como consequência, podem ter uma capacidade reduzida de absorver e oxidar o lactato ao realizar exercícios na parte superior do corpo (LEICHT; PERRET, 2008).

Conforme Borresen e Lambert (2009), o treinamento físico é um estímulo que provoca distúrbios na homeostase, havendo a restauração do condicionamento físico durante a recuperação após a sessão de treino. Após várias sessões de treinamento as funções de controle dos sistemas fisiológicos latentes homeostáticos são alteradas de forma em que os exercícios na mesma intensidade causam menos perturbações à homeostase (BORRESEN; LAMBERT, 2009).

Ressalta-se que pessoas atletas basquetebolistas cadeirantes são mais propensas a doenças hipocinéticas, sendo o treinamento físico um processo ideal para a manutenção da saúde da população em estudo e deve ser direcionado conforme a limitação do jogador (ROTSTEIN et al., 1994), assim há variedades de estímulos apropriados conforme o tempo de exercícios e como o tempo de descanso, condicionados de acordo com as adaptações fisiológicas dos jogadores (DOMÍNGUEZ et al., 2016).

Os treinos devem ser planejados para que o sistema fisiológico seja estimulado para melhor adaptação, de modo em que a recuperação não seja prejudicada (BORRESEN; LAMBERT, 2009). Neste sentido, anteriormente são realizadas avaliações do desempenho aeróbio e anaeróbio para avaliar o funcionamento do sistema cardiovascular, respiratório e neuromuscular em condições específicas (i.e., testes de campo), para que sejam feitas prescrições de treinamentos adequados conforme as respostas fisiológicas do avaliado (DE LIRA et al., 2010).

Durante temporadas de competição, treinadores planejam sessões de treinamento com a finalidade de uma melhor performance durante a partida de jogo (DOMÍNGUEZ et al., 2016), contudo, para aumentar a validade de programas de treinamento é essencial que se tenha informações detalhadas sobre as respostas cardiovasculares e metabólicas obtidas em uma situação de avaliação de campo (BERNARDI et al., 2010).

Para os esportes paraolímpicos, como o BCR, busca-se um treinamento específico que facilite o desenvolvimento da progressão dos atletas a um alto nível de competição

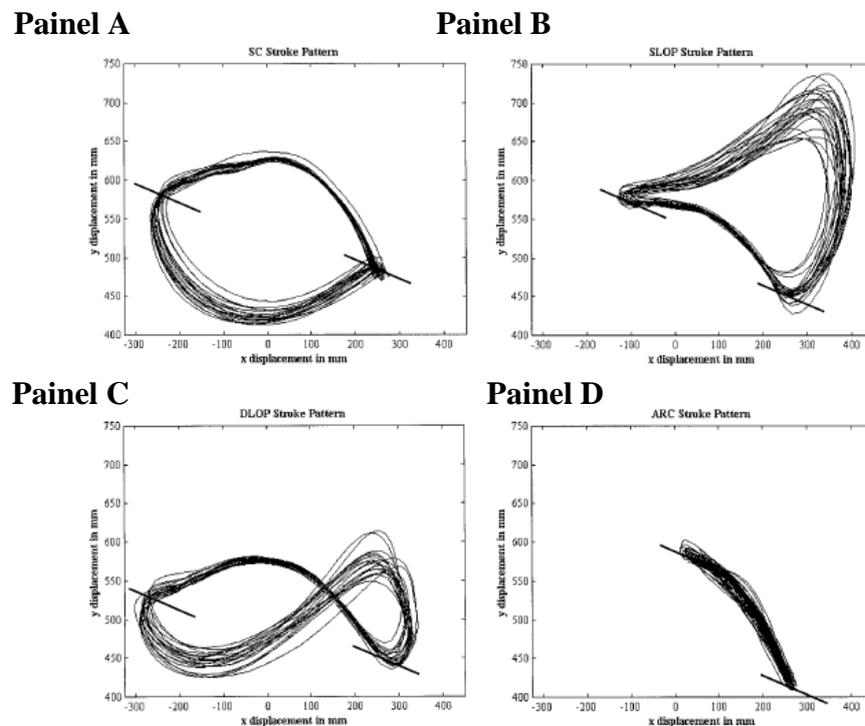


a fase de contato, o cadeirante fornece energia mecânica para a cadeira de rodas através do contato com o aro, enquanto a fase de recuperação consiste em o cadeirante reposicionar os braços e a mão em preparação para a propulsão (SOLTAU et al., 2015).

Existem quatro formas de padrão da propulsão (trajetórias das mãos) da cadeira de rodas conforme Boninger et al. (2002) (Figura 3):

- Semicircular (SC): mãos abaixo do aro durante a fase de recuperação (figura 3, painel A);
- Loop único (SLOP): mãos acima do aro durante a fase de recuperação (figura 3, painel B);
- Loop duplo (DLOP): mãos acima do aro, em seguida, cruzando e abaixo do aro (figura 3, painel C);
- Arc: Quando o terceiro metacarpofalangeano segue um arco ao longo do caminho do aro durante a fase de recuperação (figura 3, painel D).

Figura 3. Padrões de Propulsão (trajetórias das mãos).

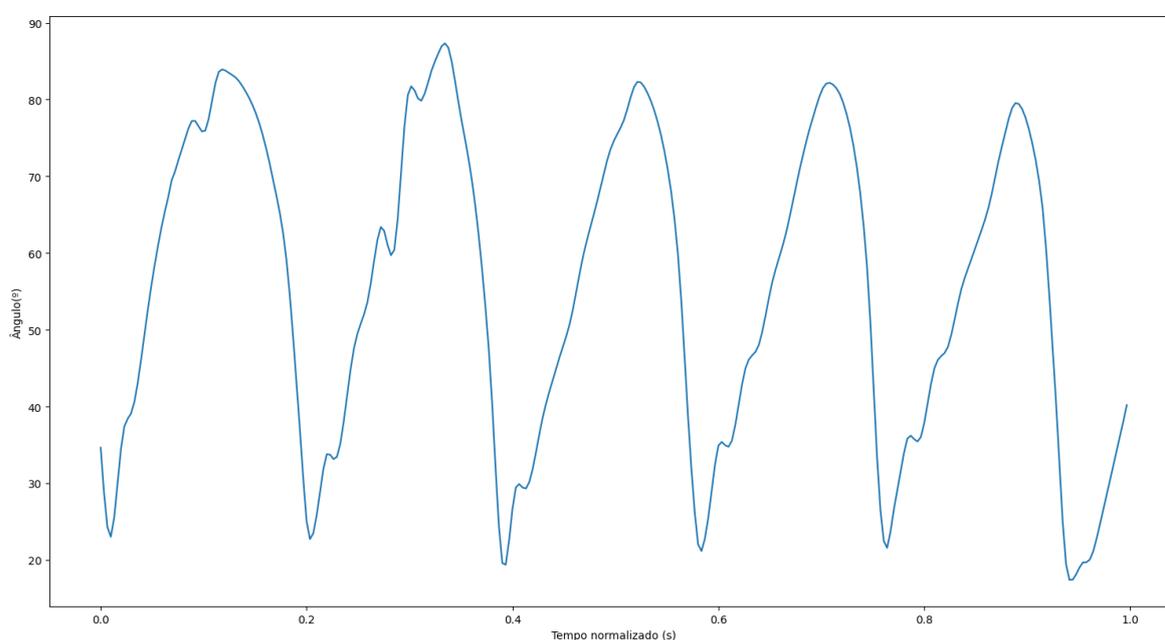


Quatro padrões da técnica de propulsão da cadeira de rodas: (A) semicircular (SC); (B) SLOP; (C) DLOP; e (D) arcos (ARC). As barras escuras à esquerda representam o fim do movimento propulsivo e o início da fase de recuperação.

Fonte: Boninger et al. (2002).

Brown et al. (1990), Vanlandewijck, Spaepen e Lysens (1994), descrevem a cinemática do cotovelo durante a propulsão da cadeira de rodas em diferentes velocidades como um movimento de puxar / empurrar (Gráfico 1). Próximo do ponto médio da propulsão (mão no início da propulsão e ângulo final de impulso), o cotovelo inicia a extensão até o final do movimento. Durante a fase de recuperação o cotovelo é flexionado ( $^{\circ}$ ) preparando-se para a fase de contato, em alguns casos, dependendo do cadeirante, o cotovelo flexiona antes da fase de recuperação em preparação para a fase de contato (BONINGER et al., 1998).

Gráfico 1. Plano cinemático da articulação do cotovelo



Fonte: Os autores (2020).

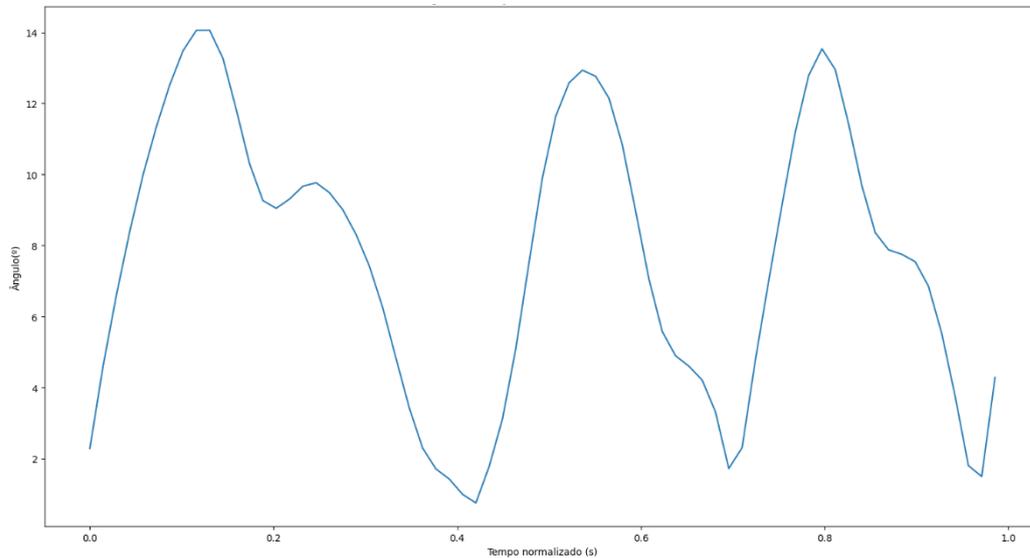
Durante a propulsão há um movimento no sentido de diminuição de rotação interna e abdução do gleno-umeral, o qual o ombro alterna da posição de extensão para a de flexão e adução (BONINGER et al., 1998; VEEGER; VAN DER WOUDE; ROZENDAL, 1991).

Todavia, na descrição do plano cinemático foi constatada rotação externa da articulação gleno-umeral na primeira metade da fase do ângulo de impulso em 40 atletas cadeirantes basquetebolistas, conforme o estudo de Vanlandewijck, Spaepen e Lysens (1994). Esses achados foram confirmados por Newsam et al. (1999), nos quais há movimento passivo na abdução do ombro através de rotação interna do braço em uma cadeia fechada.

Em uma alta resistência superada, a flexão do tronco e o contato inicial com a mão podem levar a uma posição de rotação interna na articulação do ombro. O ombro apresenta

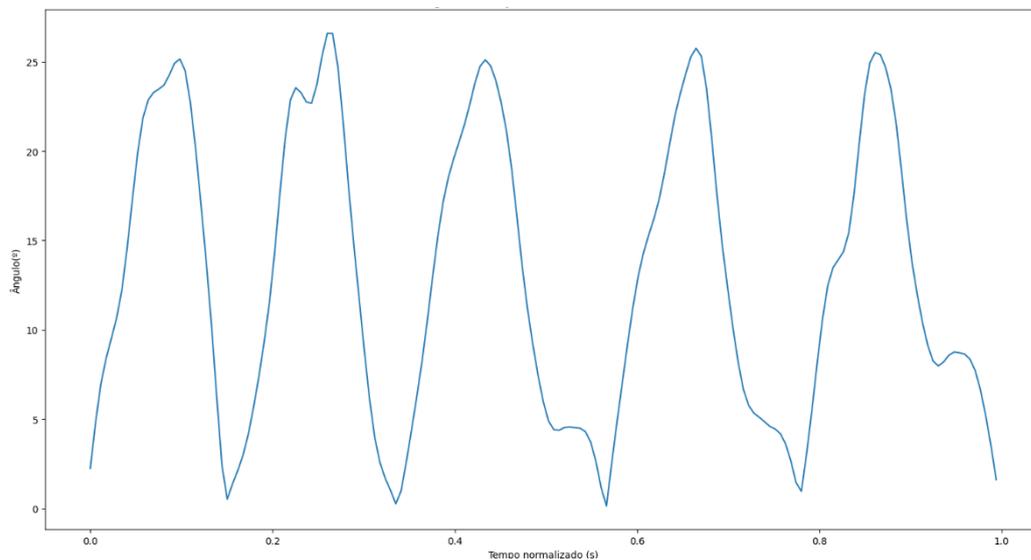
velocidade (1.3 m/sec), podendo estar dentro do alcance de 54° a 91° para rotação externa/interna (Gráfico 2 e 3; VANLANDEWIJCK; THEISEN; DAILY, 2001).

Gráfico 2. Plano cinemático da articulação da rotação externa do ombro



Fonte: Os autores (2020).

Gráfico 3. Plano cinemático da articulação interna do ombro

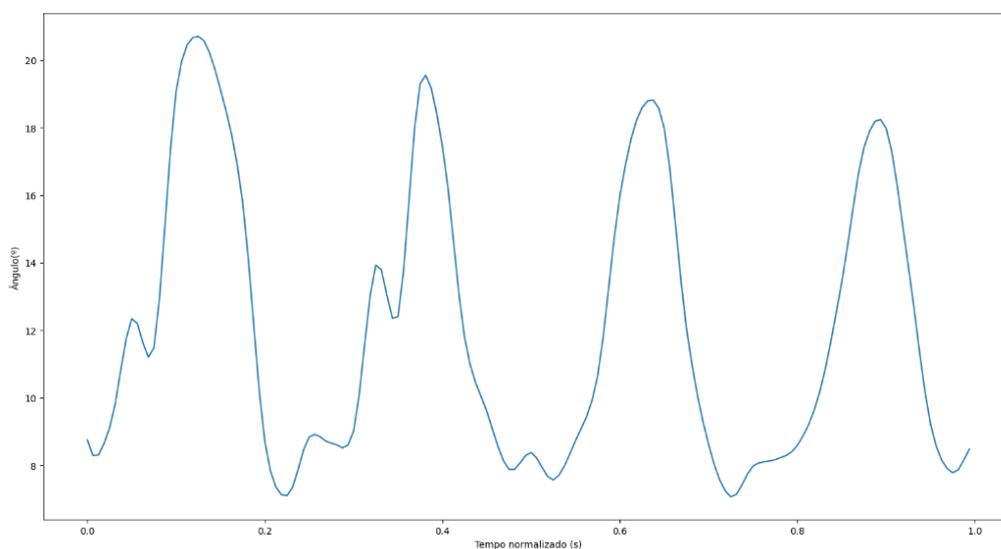


Fonte: Os autores (2020).

O movimento do tronco afeta diretamente a resistência ao rolamento das rodas e ao ar (VANLANDEWICK, SPAEPEN; LYSSENS, 1994; VANLANDEWIJCK; THEISEN; DAILY, 2001). Na cinemática o tronco pode ser avaliado pelo cálculo do ângulo entre uma linha vertical e uma linha estabelecida do acrômio ao eixo do aro da cadeira de rodas em um plano sagital (VANLANDEWIJCK; SPAEPEN; HEISTER, 1995).

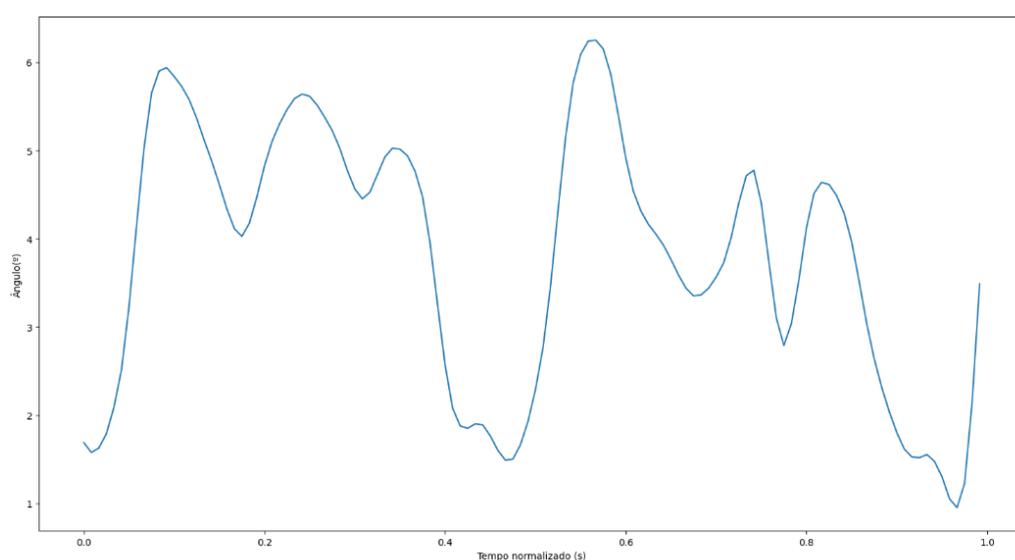
Veeger, Woud e Rozendal (1989) encontraram flexão do tronco com o incremento de uma atividade (propulsão) em cadeira de rodas. Adicionalmente, Vanlandewijck, Spaepen e Lysens (1994), em um estudo de 40 atletas, notaram mudança da flexão do tronco para extensão no final da fase de impulso quando a velocidade foi aumentada de 1.11 para 2.22 m/seg (de 68.39% para 93.15% do tempo de propulsão; Gráfico 4 e 5).

Gráfico 4. Plano cinemático da flexão do tronco



Fonte: Os autores (2020).

Gráfico 5. Plano cinemático da extensão do tronco



Fonte: Os autores (2020).

### 3.7 Testes de campo

Testes de campo tornaram-se a opção preferida quando se trata de avaliação física em cadeirantes basquetebolistas, pelo fato de se aproximar da condição real do jogo

(WEISSLAND et al., 2015). Estes testes exigem que o avaliado se desloque por uma determinada distância em um tempo definido até a exaustão volitiva (GOOSEY-TOLFREY; TOLFREY, 2008).

Testes de campo induzem valores subestimados do  $VO_{2\text{pico}}$  quando comparados a dados laboratoriais, além do mais, as exigências podem causar uma limitação muscular periférica, não permitindo que seja alcançado o máximo desempenho cardiorrespiratório (WEISSLAND et al., 2015). Todavia, testes de campo como o *Yo-Yo Test*, o qual Yanci et al. (2015) mostraram ser um bom teste-reteste de confiabilidade (ICC = 0,94; CV: variou de 2,6 a 7,2%), que estão relacionados com as técnicas de propulsão específicas do esporte, adaptações individuais quanto à cadeira de rodas e fatores correlacionados com o momento do jogo, facilitam a adaptação de cargas de trabalho e monitoramento do programa de treinamento (TEJERO et al., 2018).

O teste *YoYo - IRI* original consistia em 20 m de vaivém executado em velocidades crescentes com 10 s de recuperação ativa entre as corridas até a exaustão. Devido às diferenças entre execução e propulsão da cadeira de rodas, a distância percorrida no transporte foi reduzida para 10 m conforme Yanci et al. (2015).

No Reino Unido, treinadores utilizavam o teste 20 m Multi Stage Fitness Teste (RAMSBOTTOM; BREWER; WILLIAMS, 1988), contudo, o protocolo até então foi elaborado para pessoas sem deficiência, o qual sua validação só veio a ocorrer através do estudo de Goosey-Tolfrey e Tolfrey (2008).

Poucos foram os testes validados para a população em estudo, tais como o teste de esforço de 12 minutos, desenvolvido por Franklin et al. (1990), encontrando forte correlação ( $r = 0,84$ ) com o  $VO_{2\text{pico}}$  com a distância percorrida, exigindo estratégias de estímulo para um bom desempenho.

Lançamento de 25 m em vários estágios (VANLANDEWIJCK; DALY; THEISEN, 1999), com correlação moderada ( $r = 0,64$ ) com o  $VO_{2\text{pico}}$ , contudo, o teste foi validado com um teste ergométrico de manivela de braço cujo não possui as mesmas técnicas da propulsão da cadeira de rodas. Octogon Multistage Test (OMFT) foi desenvolvido por Vanderthommen et al. (2002), em um espaço de 17m<sup>2</sup>, o qual decidiram que a precisão e a confiabilidade do OMFT para estimar o  $VO_{2\text{pico}}$  e o protocolo acessível consistia em aumentar, em estágios, a velocidade do cadeirante na cadeira de rodas em torno de um octógono na mesma direção de rotação definida anteriormente.

## **4. MATERIAL E MÉTODOS**

### **4.1 Aspectos éticos**

Houve uma explanação sobre o projeto de pesquisa onde todos os participantes foram informados sobre os procedimentos de coleta de dados, benefícios e riscos da pesquisa atrelados à participação no estudo, condicionando posteriormente a contribuição de modo voluntário através da assinatura do Termo de Livre Consentimento Esclarecido (TCLE) (Anexo 01). O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa com Seres Humanos da Universidade Federal do Amazonas (número do parecer: 2.928.218).

### **4.2 Tipo de pesquisa**

Estudo descritivo de abordagem quantitativa. O estudo descritivo expõe características de uma população específica, registrando os fatos sem interferir neles, podendo estabelecer correlações entre as variáveis e definir suas naturezas. Quantitativo pelo fato de ser quantificável, traduzindo em números opiniões e informações para classificá-las e analisá-las (PRODANOV; FREITAS, 2013).

### **4.3 Local de estudo**

O estudo foi realizado no ginásio da Faculdade de Educação Física e Fisioterapia (FEFF) da Universidade Federal do Amazonas (UFAM) às 18h. Apenas um cadeirante fez a coleta de dados por dia em temperatura ambiente entre 28° a 30°C.

### **4.4 Critérios de inclusão e exclusão**

Praticantes de basquetebol e apresentem o laudo de deficiência física, tendo incapacidade definida mínima de membros inferiores, não sendo possível a correção por meio cirúrgico e/ou terapêutico, impossibilitando-o de correr, pivotar, saltar com velocidade, controle e resistência de um praticante sem deficiência e ser maior de 18 anos (GOOSEY-TOLFREY; TOLFREY, 2008). Foram excluídos da pesquisa os atletas que utilizam a cadeira de rodas apenas para a modalidade, tenha qualquer amputação em algum dos dedos das mãos.

### **4.5 População e amostra**

Foram selecionados 10 atletas com mais de 03 anos de treinamento, acometidos com deficiência física adquirida ou congênita (i.e., lesão medular, má formação congênita, poliomielite e mielomeningocele). Todos os participantes do time “Basquete sobre rodas”,

que ocorre no conjunto Viver Melhor da cidade de Manaus, caracterizando uma pesquisa não probabilística intencional. Ressalta que a classificação funcional dos participantes foi feita durante competições regionais.

Os atletas realizavam 3 sessões de treino durante a semana com duração de 3 horas cada sessão. O treino era dividido em partes, sendo a 1º parte voltada para o cardiorrespiratório (30 minutos), 2º parte com treino de força e mobilidade, a 3º parte consistia em um treino técnico e tático (1h e 30 min) e finalizava-se com um alongamento e uma roda de conversa com feedback tanto do treinador quanto dos atletas.

A tabela 1 mostra a caracterização antropométrica e clínica dos avaliados da pesquisa. Ao analisar os dados da pesquisa, observou-se que a amostra, composta por 10 indivíduos, sendo 50% tendo classificação funcional de 2,5 e 50% possuindo lesão medular.

Tabela 1 – Perfil antropométrico, clínico e funcional dos participantes da pesquisa

<b>Atleta</b>	<b>Idade</b>	<b>Altura (cm)</b>	<b>Massa Corporal (kg)</b>	<b>Legibilidade</b>	<b>Classificação de deficiência</b>	<b>Classificação Funcional</b>
<b>P1</b>	41	165	62.59	T8	Adquirida	1.5
<b>P2</b>	27	180	55.79	T12 - L1	Adquirida	3.0
<b>P3</b>	29	149	50.00	Má formação congênita	Congênita	2.5
<b>P4</b>	48	170	65.00	T7	Adquirida	1.0
<b>P5</b>	44	175	72.50	T12	Adquirida	2.5
<b>P6</b>	42	150	55.00	Poliomelite	Congênita	2.5
<b>P7</b>	28	130	67.00	Má formação congênita	Congênita	1.5
<b>P8</b>	41	165	62.00	Poliomelite	Congênita	2.5
<b>P9</b>	37	180	87.00	C4 - T7	Adquirida	1.5
<b>P10</b>	36	170	79.00	Mielomeningocele	Congênita	4.5
<b>Média</b>	37.30	163.40	65.58	--	--	--
<b>Desvio Padrão</b>	7.24	15.91	11.35	--	--	--

Fonte: Os autores (2020).

Na tabela 2 encontram-se as medidas antropométricas individuais mensuradas antes do teste intermitente incremental, a soma ( $\Sigma$ ) das medidas (mm) e a porcentagem (%) de gordura.

Tabela 2 – Média  $\pm$  desvio padrão de medidas antropométrica (tricipital, subescapular, suprailíaca e abdominal em mm),  $\Sigma$  e % de gordura.

Atleta	Tríceps (mm)	Subescapular (mm)	Suprailíaca (mm)	Abdominal (mm)	$\Sigma$ (mm)	% Gordura
<b>P1</b>	13.8 $\pm$ 0.20	21.7 $\pm$ 0.30	16.6 $\pm$ 0.10	45.5 $\pm$ 0.10	97.6	20.71
<b>P2</b>	9.4 $\pm$ 0.20	15.8 $\pm$ 0.10	14.5 $\pm$ 0.20	28.4 $\pm$ 0.30	68.10	16.20
<b>P3</b>	12.1 $\pm$ 0.30	18.9 $\pm$ 0.40	14.7 $\pm$ 0.20	25.4 $\pm$ 0.30	71.10	16.60
<b>P4</b>	9.9 $\pm$ 0.10	17.4 $\pm$ 0.20	18.6 $\pm$ 0.30	40.6 $\pm$ 0.20	86.50	19.01
<b>P5</b>	11.6 $\pm$ 0.20	17.7 $\pm$ 0.40	17.9 $\pm$ 0.30	31.5 $\pm$ 0.10	78.70	17.82
<b>P6</b>	13.0 $\pm$ 0.20	13.5 $\pm$ 0.30	18.8 $\pm$ 0.20	38.9 $\pm$ 0.30	84.20	18.66
<b>P7</b>	11.5 $\pm$ 0.30	18.8 $\pm$ 0.20	18.3 $\pm$ 0.30	43.2 $\pm$ 0.10	91.80	19.82
<b>P8</b>	9.5 $\pm$ 0.20	15.0 $\pm$ 0.30	13.9 $\pm$ 0.10	24.2 $\pm$ 0.20	62.60	15.36
<b>P9</b>	10.5 $\pm$ 0.30	17.9 $\pm$ 0.30	18.0 $\pm$ 0.20	42.7 $\pm$ 0.10	89.10	19.41
<b>P10</b>	12.3 $\pm$ 0.10	18.7 $\pm$ 0.30	17.4 $\pm$ 0.20	43.9 $\pm$ 0.30	92.30	19.90

Fonte: Os autores (2020).

## 4.6 Procedimentos de coleta de dados

### Teste de campo

O teste de recuperação intermitente *YoYo* consiste em uma corrida de 10 m entre a linha de partida, virada e chegada, a uma velocidade progressivamente incremental controlada por sinais via beep através de um aplicativo chamado *YoYo Test*. Entre cada estágio do teste, os participantes têm um tempo de recuperação ativa de 10 s, consistindo em 2 x 5 m de corrida. O teste pode ser executado em dois níveis distintos, com velocidades diferentes (níveis 1 e 2). Quando os participantes não conseguiram chegar à linha de partida a tempo, ou quando alcançarem a exaustão volitiva, a distância percorrida foi registrada e representou o resultado do teste (YANCI et al., 2015).

O teste foi realizado em quadra coberta, com cones, com largura de 4 m e comprimento de 10 m. Um cone colocado a 5 m atrás da linha de chegada registrou a distância percorrida durante o período de recuperação ativa (10 s). Antes do teste, todos os participantes realizaram um aquecimento que consistia nas quatro primeiras sessões de corrida do teste. A duração total do teste foi de 3 a 20 minutos. Todos os participantes

usaram sua própria cadeira esportiva de basquetebol. Antes de realizar o teste Yo-Yo, todos os participantes tiveram 10 minutos para se aquecer por conta própria (e.g., alongamento dinâmico, propulsão com cadeira de rodas). Antes de realizar o teste Yo-Yo, os atletas tiveram 15 minutos de descanso passivo, conforme Tachibana et al. (2019).

Conforme descrito na Tabela 3, o teste de recuperação intermitente *YoYo Test*, consistiu em: Estágio 1: na velocidade de 10 km.h<sup>-1</sup> com um deslocamento (ida e volta) de 10m cada, totalizando 20m percorridos, no Estágio 2: na velocidade de 12 km.h<sup>-1</sup> com um deslocamentos (ida e volta) de 10m cada, totalizando 20m percorridos, Estágio 3: na velocidade de 13 km.h<sup>-1</sup> com dois deslocamentos (ida e volta) de 10m cada, totalizando 40m percorridos, assim sucessivamente até os avaliados alcançarem a exaustão.

Tabela 3 – Protocolo de teste intermitente incremental *YoYo - IRI*.

Estágio	Velocidade km.h <sup>-1</sup>	Deslocamento (2 x 10m)	Distância dividida (m)	Distância acumulada (m)
1	10	1	20	20
2	12	1	20	40
3	13	2	40	80
4	13.5	3	60	140
5	14	4	80	220
6	14.5	8	160	380
7	15	8	160	540
8	15.5	8	160	700
9	16	8	160	860
10	16.5	8	160	1020
11	17	8	160	1180
12	17.5	8	160	1340
13	18	8	160	1500
14	18.5	8	160	1660
15	19	8	160	1820

Fonte: Os autores (2020).

### Parâmetros cardiorespiratórios

Os dados de consumo de oxigênio (VO<sub>2</sub>), a produção de gás carbônico (VCO<sub>2</sub>) e a ventilação pulmonar (VE), foram obtidos ao decorrer do teste incremental por meio do analisador de gases metabólicos VO-2000 - Medical Graphics (IMBRAMED, Porto Alegre, Brasil), o qual a medida de amostragem será a cada três respirações.

O VO2000 constitui-se de um transdutor de operação sendo utilizado com um computador. Ele coleta e mensura pequenas amostras expiradas pela respiração em repouso

quanto durante o exercício físico, gerando informações metabólicas por meio de comunicação serial de acordo com a definição abaixo:

- **VO<sub>2</sub>**: volume de oxigênio consumido em litros por minuto expresso em condições normais de temperatura e pressão;
- **VCO<sub>2</sub>**: volume de dióxido de carbono produzido em litros por minuto expresso em situações normais de temperatura e pressão;
- **VE**: volume de ar expirado no período de um minuto expresso em circunstâncias normais de temperatura e pressão.

O transdutor é uma peça compacta com bomba de amostra, válvula de micro proporção, sensores para medida de O<sub>2</sub>, CO<sub>2</sub>, volume expirado, pressão barométrica e temperatura ambiente. O volume é medido com o uso de um pneumotacômetro externo acoplado a um transdutor sensível à pressão integrado ao VO2000.

A coleta dos gases é realizada por meio de um pneumotacógrafo externo conectado ao VO2000 via linhas de ar. O VO2000 mensura o volume por meio de um sistema de amostragem de micropartículas, o O<sub>2</sub> com célula de fluido galvânico e o CO<sub>2</sub> com célula do tipo infravermelho.

O VO<sub>2pico</sub> (ml.kg.min<sup>-1</sup>) foi determinado como a maior absorção de consumo de oxigênio alcançado durante o exercício até a exaustão voluntária em litros por minuto expresso em condições normais de temperatura e pressão (SILVA; TORRES, 2002).

O limiar ventilatório 1 (LV<sub>1</sub>; ml.kg.min<sup>-1</sup>) foi identificada no ponto a partir do qual, a relação VE/VO<sub>2</sub> aumentava continuamente, acompanhada por um aumento na fração expirada de oxigênio (FeO<sub>2</sub>; SILVA; TORRES, 2002).

O limiar ventilatório 2 (LV<sub>2</sub>; ml.kg.min<sup>-1</sup>) foi identificado para cada atleta usando o método da inclinação em V (5): maior aumento na produção de dióxido de carbono em relação ao consumo de oxigênio (BERNARDI et al., 2010).

### **Frequência Cardíaca**

A frequência cardíaca (FC) foi continuamente registrada por meio de um cardiofrequencímetro e uma cinta da marca Polar® (São Paulo, Brasil), fixada ao peito do cadeirante, sendo a FC registrada a cada segundo ao decorrer do teste incremental até a exaustão volitiva do cadeirante (WEISSLAND et al., 2015). A FC<sub>max</sub> foi considerada como sendo o maior valor obtido durante o teste, até o momento de sua exaustão voluntária.

### **Lactato Sanguíneo**

As concentrações de lactato sanguíneo foram mensuradas por um analisador de lactato (Accutrend®Plus – Roche, Portugal), aparelho que analisa a concentração de lactato em uma gota de sangue (25  $\mu\text{L}$ ) obtida por punção nos dedos da mão que deve ser colocada em uma fita reagente, sendo então analisada pelo lactímetro (WEISSLAND et al., 2015). A coleta foi feita ao iniciar o teste, ainda em repouso para avaliar a concentração basal de lactato sanguíneo (30 s antes de iniciar o teste), imediatamente após o teste e após 03 minutos de recuperação passiva conforme o estudo de Weissland et al. (2015).

### **Análise Cinemática**

A análise foi feita a cada final estágio do teste até a exaustão volitiva do cadeirante, procedeu de marcador tridimensional, denominado de Central Inercial (Functional Assessment of Biomechanics System – FAB) (Biosyn Systems INC., Canadá), baseado na tecnologia de sensor inercial. Consiste em um número de sensores eletrônicos e uma unidade de coleta de dados (“*Handheld*” ou “*Desk Top Receiver*”) a ser localizado próximo ao ponto de avaliação. Para cada segmento do corpo há um sensor eletrônico específico (figura 4), identificado com o nome da região (segmento) a ser colocado, dessa forma, os sensores eletrônicos foram postos nos segmentos do cadeirante da seguinte forma conforme Pérez et al. (2010):

- Sensor da cabeça: Occipital;
- Sensor do tronco: Torácica entre T10 a T11;
- Senso da pélvis: Lombar L5 e Sacro S1;
- Sensor dos braços direito e esquerdo: Parte lateral do bíceps acima do cotovelo;
- Sensor dos antebraços direito e esquerdo: Lado dorsal do punho logo acima do estilóide da ulna.

Figura 4. Posicionamento dos sensores



Fonte: Os autores (2020).

Para demarcação do aumento da velocidade houve um diodo emissor de luz que foi acionado a cada final de um minuto, o qual estava sincronizado com aumento da velocidade conforme a própria gravação de vídeo do FAB (100 Hertz).

Foram mensuradas variáveis espaço-temporais ao longo do teste incremental, tais como:

- Tempo da fase de recuperação (FR): tempo de intervalo entre os momentos não propulsivos;
- Tempo da fase de contato (FCT): tempo de contato com o aro da cadeira de rodas;
- Tempo de ciclo (TC): tempo da fase de contato somando a fase de recuperação.

Cinemático que descreve o movimento do corpo através do espaço e do tempo:

- Movimento angular: cotovelo, ombro e tronco resultante nos eixos X (Sagital), Y (Longitudinal) e Z (Médio Lateral).

A velocidade foi expressa pela fórmula  $V_m = \Delta s / \Delta t$ .

A frequência foi assumida pela fórmula  $F = 1 / \Delta t$ .

### **Variáveis antropométricas**

Foram realizadas medidas antropométricas (espessura de pregas cutâneas: tríceps, subescapular, suprailíaca e abdominal em milímetros - mm) mensuradas por um plicômetro (CESCORF, Brasil), conforme o estudo de Cavedon, Zancanaro e Milanese (2018):

- Tríceps: face posterior do braço no ponto médio entre o processo acromial da escápula e o processo do olecrano da ulna;
- Subscapular: dois centímetros abaixo do ângulo inferior da escápula, em ângulo de 45° em relação ao eixo longitudinal do corpo;
- Abdominal: 03 cm da borda direita da cicatriz umbilical e 01 cm abaixo, paralelamente ao eixo longitudinal;
- Suprailíaca: linha axilar média, imediatamente superior à crista ilíaca.

A soma das dobras cutâneas e a porcentagem de gordura foram calculadas conforme o protocolo de Faulkner (1968):

- Soma das dobras cutâneas = (tríceps + subscapular + abdominal + suprailíaca);
- % de gordura = %G =  $[0,153 \times (\text{tríceps} + \text{subescapular} + \text{supra-ilíaca} + \text{abdominal}) + 5,783]$ .

### **Desenho experimental**

Inicialmente, um por dia, cada participante realizava uma avaliação antropométrica em ambiente laboratorial, onde foram retiradas medidas de massa (kg), estatura (cm) e dobras cutâneas (tríceps, subescapular, suprailíaca e abdominal; mm). Posteriormente o participante se deslocava para uma quadra e realizava-se a 1º coleta de concentração de lactato sanguíneo pelo lóbulo da orelha, em seguida realizava um aquecimento por conta própria (e.g., propulsão na cadeira de rodas e alongamento). Depois de 10 minutos eram postos os sensores inerciais nos segmentos do corpo do participante na determinada ordem: tronco (torácica T10 – T11), pélvis (lombar L5 – S1), braço direito e esquerdo (acima do estilóide da ulna) e sensor da cabeça (occipital). Ao colocar os sensores, realizava-se o procedimento de calibração do FAB. Colocava-se a cinta do cardiofrequencímetro no peitoral do participante e conectava a cinta com o aplicativo de aquisição dos dados via bluetooth. Em seguida ligava-se o aparelho ergoespirométrico e era posta a máscara do aparelho. Fazia-se então a sincronização dos aparelhos (FAB, ergoespirométrico,

cardiofrequencímetro) juntos com o beep do teste e um aparelho led (indicador de quando se iniciava o teste para aquisição da filmagem do FAB). Sincronizava-se todos os aparelhos ao mesmo tempo ao ligar a luz do led para poder iniciar o teste Yo-Yo. Ao finalizar o teste, eram salvos todos os dados coletados e desligavam-se todos os aparelhos, enquanto isso, de imediato ao finalizar o teste, retirava-se a 2º coleta de concentração de lactato sanguíneo. Eram retirados todos os aparelhos do corpo do participante e após 3 minutos de finalização do teste, era retirada a 3º coleta de concentração de lactato sanguíneo.

### **Teste piloto**

Foi realizado um teste piloto com os participantes da pesquisa para verificar se a utilização dos equipamentos causava algum desconforto ao usá-los, assim como para verificar a aquisição de dados (interferência entre o deslocamento do atleta ao se deslocar para longe dos receptores de dados via wireless ou bluetooth – aparelho de coleta de dados). Assim como para determinar quais procedimentos (colocar os aparelhos no corpo do participante, sincronização dos aparelhos) deveriam fazer para poder realizar o teste.

### **4.7 Análise estatística**

O tamanho da amostra foi calculado usando o software GPOWER (versão 3.0.1, Alemanha), que resultou no F-tests – ANOVA de medidas repetidas, com um tamanho de efeito-alvo = 0,3, alfa = 0,05, potência = 0,8 resultando em uma amostra estimada de 10 participantes.

Os dados foram apresentados através de estatística descritiva. Foi determinada a média aritmética e desvio padrão das variáveis antropométricas e fisiológicas. Para verificar a normalidade dos dados foi utilizado o teste de Shapiro-Wilk ( $p < 0.05$ ). No teste de normalidade verificou-se que as variáveis fisiológicas (FC, LV<sub>1</sub>, LV<sub>2</sub>, VO<sub>2pico</sub>, [La-]) têm a distribuição normal, entretanto as variáveis cinemáticas (Tempo de ciclo, tempo de contato, tempo de recuperação, ângulo do cotovelo, ombro e tronco) apresentaram distribuição assimétrica.

Foi realizada a correlação de Pearson ( $p < 0.05$ ) entre o VO<sub>2pico</sub>, Frequência Cardíaca máxima (FC<sub>max</sub>) conforme a classificação funcional. Para comparações entre momentos dos dados cinemáticos (não paramétricos), foi realizado o teste de Friedman's 2-way ANOVA ( $p < 0.05$ ) para comparar o rank dos postos.

Para os dados paramétricos o *effect size* foi calculado utilizando o *Eta Squared* (efeito pequeno = 0.01 a 0.05 - P; efeito médio = 0.06 a 0.13 - M; efeito largo - L acima de

0.14). Para dados não paramétricos o *effect size* foi calculado utilizando o *Kendall's W* (efeito pequeno = 0.1 a 0.2 - P; efeito médio – M = 0.3 a 0.4; efeito largo – L acima de 0.5; BATTERHAM; HOPKINS, 2006).

Os momentos para comparação foram todos baseados nas diferentes zonas de intensidade, ou seja, parâmetros temporais e movimentos angulares foram aferidas quando o atleta atingiu cada limiar de transição fisiológica (i.e.  $LV_1$ ,  $LV_2$  e  $VO_{2\text{pico}}$ ). Para determinar as zonas de intensidades, foram estabelecidos momentos através dos limiares de transição fisiológica ( $LV_1$ ,  $LV_2$  e  $VO_{2\text{pico}}$ ) respectivamente: Zona de intensidade 1 =  $LV_1$ ; Zona de intensidade 2 =  $LV_2$  e Zona de intensidade 3 =  $VO_{2\text{pico}}$ . Para a análise cinemática, foram avaliados 3 ciclos por cada zona de intensidade. As análises cinemáticas foram realizadas usando MATLAB de código aberto código.

## 5. RESULTADOS

Na tabela 4, apresenta-se resultados individuais das variáveis fisiológicas: frequência cardíaca (FC), Limiar Ventilatório 1 ( $LV_1$ ), Limiar Ventilatório 2 ( $LV_2$ ),  $VO_{2\text{pico}}$  e deslocamento do participante ao decorrer do teste Yo-Yo.

Tabela 4 – Variáveis fisiológicas (FCmax,  $VO_{2\text{pico}}$ ,  $LV_1$  e  $LV_2$ ) e deslocamento

Atleta	FC <sub>MAX</sub>	$VO_{2\text{pico}}$ (ml.-kg-1.min-1)	$VO_{2\text{pico}}$ (L.min-1)	$LV_1$	$LV_2$	Deslocamento (m)
P1	145	30.48	1.92	14.44	16.67	360
P2	149	34.46	1.93	22.70	32.68	1120
P3	175	30.98	1.58	15.12	21.96	300
P4	158	25.65	1.77	12.03	18.84	100
P5	163	24.64	1.70	10.29	15.80	140
P6	174	36.96	2.07	12.14	21.25	160
P7	157	25.82	1.73	14.33	18.06	400
P8	172	26.44	1.19	16.22	18.22	140
P9	167	17.13	1.49	11.38	14.6	200
P10	146	38.75	1.90	19.51	28.85	300

Fonte: Os autores (2020).

Verificou-se a correlação moderada dos dados fisiológicos com a classificação funcional que apresentou correlação positiva em todas as variáveis conforme a tabela 5.

Tabela 5 – Associação entre classificação funcional e variáveis fisiológicas ( $FC_{MAX}$ ,  $VO_{2pico}$ ,  $LV_1$  e  $LV_2$ )

	P	$FC_{Max}$	$VO_{2pico}$ ( $ml.kg.min^{-1}$ )	$VO_{2pico}$ ( $L.min^{-1}$ )	$LV_1$ ( $ml.kg.min^{-1}$ )	$LV_2$ ( $ml.kg.min^{-1}$ )
Classificação Funcional	< 0.05	0.528	0.674	0.143	0.620	0.672

Fonte: Os autores (2020).

Na tabela 6, apresenta-se resultados individuais da variável fisiológica [La-] antes do teste (Pré-teste), imediatamente após o término do teste Yo-Yo (Pós-teste) e 3 minutos após o teste (Recuperação do teste).

Tabela 6 – Variável fisiológica [La-]

Atleta	[La-] (mmol/l) Pré-teste	[La-] (mmol/l) Pós-teste	[La-] (mmol/l) Recuperação após teste
1	3.3	6.2	8.4
2	2.1	2.1	2.3
3	1.3	7.9	8.8
4	2.2	4.5	1.1
5	2.1	5.2	5.3
6	2.9	2.9	4.8
7	1.6	6.3	8.7
8	1.3	6.8	7.2
9	2.3	3.9	5.6
10	2.2	9.9	7.2

Fonte: Os autores (2020).

Na tabela 6 apresenta-se média  $\pm$  desvio padrão da [La-], comparação entre os momentos pré-teste, pós-teste e após três minutos de recuperação passiva do teste. Houve diferença entre os momentos pré-teste e três minutos de recuperação passiva após o teste. Não ocorreu diferença entre pós-teste – três minutos de recuperação passiva após o teste na [La-].

Tabela 7 – Média  $\pm$  desvio padrão, comparação entre os diferentes momentos e tamanho do efeito da [La-]

Zona	[La-] (mmol/ L)	P
Pré-teste	2.13 $\pm$ 0.60	0.001
Pós-teste	5.57 $\pm$ 2.27	0.899
03 min pós-teste	5.94 $\pm$ 2.56	0.001
<i>Effect Size</i>	0.60 - L	

Fonte: Os autores (2020).

Na tabela 8, apresenta-se média e desvio padrão das variáveis dos parâmetros temporais, comparações entre as zonas de intensidade de esforço e *effect size* respectivamente. Houve diferença apenas na variável tempo de recuperação entre as zonas 1 e 3.

Tabela 8 – Média  $\pm$  desvio padrão, comparação e tamanho do efeito dos parâmetros temporais entre as zonas de intensidade de esforço

Zonas	Tempo de recuperação (s)	P	Tempo de contato (s)	P	Tempo de ciclo (s)	P	Velocidade (m.s <sup>-1</sup> )	p	Frequência	p
Zona 1	0.35 $\pm$ 0.10	0.736	0.23 $\pm$ 0.13	0.991	0.58 $\pm$ 0.08	0.452	2.61 $\pm$ 0.37	0.452	1.74 $\pm$ 0.25	0.452
Zona 2	0.35 $\pm$ 0.09	0.099	0.20 $\pm$ 0.08	0.991	0.57 $\pm$ 0.07	0.452	2.66 $\pm$ 0.44	0.452	1.77 $\pm$ 0.29	0.452
Zona 3	0.40 $\pm$ 0.10	0.003	0.21 $\pm$ 0.09	0.991	0.61 $\pm$ 0.06	0.452	2.45 $\pm$ 0.27	0.452	1.63 $\pm$ 0.18	0.452
<i>Effect Size</i>	0.19 - P		0.01 - P		0.02 - P		0.26 - M		0.26 - M	

Fonte: Os autores (2020).

Na tabela 9, apresenta-se média e desvio padrão das variáveis cinemáticas angulares dos segmentos (cotovelo, ombro e tronco), comparações entre as zonas de intensidade de esforço e *effect size* respectivamente. Nas variáveis cinemáticas houve diferença apenas entre: flexão do cotovelo direito entre as zonas 1 e 2, rotação externa do ombro direito exceto entre as zonas 1 e 2 e flexão do tronco houve diferença apenas entre as zonas 1 e 2.

Tabela 9 – Média  $\pm$  desvio padrão, comparação entre as zonas de intensidade de esforço e tamanho do efeito da cinemática ângulos dos segmentos do cotovelo, ombro e tronco

Zona de Intensidade	FCD (°)	P	REOD (°)	p	RIOD (°)	p	FT (°)	P
Zona 1	67.34 $\pm$ 8.77	0.001	15.63 $\pm$ 3.50	0.301	15.64 $\pm$ 2.61	0.001	17.10 $\pm$ 3.72	0.001
Zona 2	64.01 $\pm$ 10.32	0.020	18.26 $\pm$ 3.77	0.301	15.39 $\pm$ 3.32	1.000	20.86 $\pm$ 5.50	0.736
Zona 3	66.47 $\pm$ 10.73	0.364	17.93 $\pm$ 2.64	0.301	15.60 $\pm$ 2.80	0.006	17.90 $\pm$ 4.30	0.060
<i>Effect Size</i>	0.31 - M		0.28 - P		0.40 - M		0.21 - P	

Zona de Intensidade	FCE (°)	P	REOE (°)	p	RIOE (°)	p	ET (°)	P
Zona 1	69.16 ± 13.92	0.301	19.92 ± 3.71	0.407	17.30 ± 3.55	0.122	15.35 ± 2.84	0.067
Zona 2	67.26 ± 13.75	0.301	19.16 ± 3.78	0.407	15.52 ± 2.00	0.122	15.46 ± 3.19	0.067
Zona 3	66.45 ± 14.12	0.301	18.89 ± 3.98	0.407	16.24 ± 2.92	0.122	12.94 ± 2.35	0.067
<i>Effect Size</i>	0.40 - M		0.70 - L		0.30 - M		0.09 - P	

FCD= Flexão de Cotovelo Direito; RIOD= Rotação Interna do Ombro Direito; REOD= Rotação Externa do Ombro Direito; FT= Flexão de Tronco; FCE= Flexão de Tronco Esquerdo; RIOE = Rotação Interna do Ombro Esquerdo; REOE= Rotação Externa do Ombro Esquerdo.

Fonte: Os autores (2020).

## 6. DISCUSSÃO

O presente estudo analisou o perfil fisiológico e cinemático de cadeirantes praticantes de basquetebol durante o teste intermitente incremental Yo-Yo. Os principais resultados indicaram que houve correlação moderada das variáveis fisiológicas (FC,  $VO_{2\text{pico}}$ ,  $LV_1$  e  $LV_2$  com a classificação funcional. Houve diferença entre as zonas de intensidade na [La-], exceto no pré-teste e três minutos de recuperação passiva após o teste. Houve diferença cinemática entre a zona 1 e zona 2 da fase de recuperação e, nas variáveis cinemáticas ocorreu diferença apenas entre: flexão do cotovelo direito entre zona 1 e zona 2, rotação externa do ombro direito exceto entre zona 1 e zona 2, e flexão do tronco houve diferença apenas entre zona 1 e zona 2.

A FC é normalmente determinada pela atividade do marcapasso do nó sinoatrial (SA), localizado na parede posterior do átrio direito, podendo reduzir ou aumentar a taxa intrínseca pela ativação do nervo vago ou simpático que inerva o nó SA (JACOBS; NASH, 2004; ITURRICASTILLO; GRANADOS; YANCI, 2016).

A FC é utilizada como um indicador da intensidade do exercício e está correlacionada com a intensidade e/ou carga de trabalho durante o exercício agudo em indivíduos com lesão medular (ALVES et al., 2017). Portanto, uma maior intensidade de exercício ou carga de trabalho resulta em uma FC mais elevada, o qual pode ser usada para prescrever e monitorar a intensidade do treinamento em basquetebolistas cadeirantes com nível de lesão medular espinal abaixo de T7 (ALVES et al., 2017). No presente estudo, apenas um participante tinha lesão medular acima da T7, nível C4-T7, contudo, a lesão é parcial, e desta forma pode-se fazer a prescrição através da FC.

A LM com lesão completa ou incompleta afeta o sistema circulatório (YANCI et al., 2015), desta forma, pessoas com LM com lesão acima de T4 têm perda do controle

simpático do coração, fazendo com que a FC não possa subir acima de 130 bpm, contudo em pessoas com nível lesão abaixo de T4, a FC pode subir normalmente durante um exercício físico (KNECHTLE et al., 2001). Dos nove atletas, apenas um atleta apresentou lesão acima de T4 (atleta 09, C4-T7). Em função da lesão ser incompleta, a frequência cardíaca subiu acima de 130 bpm atingindo um máximo de 167 bpm. Em atletas com lesão abaixo de T4, os aumentos da FC são linearmente correlacionados ao decorrer de um exercício incremental (KNECHTLE et al, 2001).

O basquetebol em cadeira de rodas apresenta relação entre trabalho e descanso, representando 50% do total do jogo. Os valores mais altos de  $VO_2$  e FC do estudo destacam a importância de investigar a atividade esportiva intermitente competitiva (e.g., imprevisibilidade) podem variar bastante entre as partidas (CROFT et al., 2010).

De acordo com Knetchle et al. (2001) e Moreno et al. (2012), a disfunção do sistema nervoso autônomo em atletas com LM alta no nível torácico ou cervical, bem como pessoas com comprometimento neuronal ocasionados pelo vírus da poliomielite reduzem a capacidade dos sistemas cardiovasculares de responder às demandas de um exercício até a exaustão volitiva. Desta forma, é necessário que se mantenha um débito cardíaco adequado para atingir o  $VO_{2\text{pico}}$  (KNETCHLE et al., 2001), entretanto, na LM, os componentes do débito cardíaco, da frequência cardíaca e do volume sistólico são alterados, além disso, pessoas com LM apresentam  $FC_{\text{max}}$  inferior a outras sequelas, conforme Reis, Ribeiro e Filho (2015), condizente com o presente estudo (e.g. atleta 1: LM T8 – 145 bpm; atleta 10: mielomeningocele – 175 bpm).

O principal achado do presente estudo em relação ao  $VO_{2\text{pico}}$  é a baixa capacidade aeróbica dos participantes. O  $VO_{2\text{pico}}$  medido através do teste *YoYo - IRI* adaptado variou entre 17.13 e 38.75 ml.kg.min<sup>-1</sup>. Os valores médios do  $VO_{2\text{pico}}$  conferem com pesquisas de populações cadeirantes treinadas, os quais atingiram um  $VO_{2\text{pico}}$  em protocolos de exercícios com velocidade crescente (DE LIRA et al., 2010; SKUCAS; POKVYTYTE, 2017). Portanto, o exercício que recruta uma massa muscular relativamente pequena (e.g. propulsão em cadeira de rodas) produz menor  $VO_{2\text{pico}}$  do que o exercício dinâmico de corpo inteiro (corrida) (GOOSEY-TOLFREY et al., 2008).

O LV é um indicador de aptidão aeróbia, pois identifica a intensidade de um exercício, até o momento em que não haja o acúmulo rápido de lactato sanguíneo, um marcador do metabolismo anaeróbico (BLOXHAM et al., 2001). No presente estudo, cada indivíduo atingiu o LV na porcentagem de  $VO_{2\text{pico}}$ , faixa entre 54.69% e 94.85% durante o

teste incremental, o qual se aproxima dos valores do estudo de De Lira et al. (2010), com mínimo de 50.4% e máximo de 91.7%.

Houve correlações positivas entre FC,  $VO_{2\text{pico}}$  e LV com classificação funcional, pois isso se explica pelo fato de que quanto maior a classe, melhor é o desempenho do atleta (VANLANDEWIJCK et al., 2004; DE LIRA et al., 2010), assim como maior desempenho ao decorrer de um teste. Portanto, essas medidas podem ser usadas junto com os critérios da IWBf para complementar este sistema de classificação e garantir uma concorrência justa e equitativa entre os atletas (DE LIRA et al., 2010).

Conforme os achados da pesquisa, houve diferença entre os momentos quanto às variáveis fisiológicas FC,  $LV_1$ ,  $LV_2$  e  $VO_{2\text{pico}}$ , [La] ao decorrer do protocolo Yo-Yo test, isso se explica pelo fato de que os atletas sofrem alterações fisiológicas ao longo do teste intermitente incremental (DOMICIANO; ARAÚJO; MACHADO, 2010). De acordo com Guirro e Guirro (2002), em uma temperatura de 37° C uma célula apresenta um  $VO_2$  de 100% e, ao passo que a temperatura diminui o consumo de  $O_2$  também reduz. O atual estudo foi realizado à uma temperatura de 30° C, indicando que possivelmente os atletas apresentaram um  $VO_2$  de 81%.

A diferença entre os momentos das variáveis FC,  $LV_1$  e  $LV_2$ ,  $VO_{2\text{pico}}$ , [La-], possivelmente ocorreram devido o acréscimo no fluxo sanguíneo muscular conveniente ao aumento na demanda de oxigênio, da FC e respiratória, redistribuição do fluxo sanguíneo que decorre da vasoconstrição reflexa das arteríola que irrigam as áreas inativas do corpo (órgãos e vísceras), músculos ativos e da vasodilatação nos músculos ativos que ocasionam a elevação da temperatura local, aumento da concentração de  $CO_2$  e dos níveis de concentração de lactato (GUIRRO; GUIRRO, 2002).

Uma vez que o sistema cardiovascular e respiratórios estão intimamente interligados ao processo aeróbio, o protocolo de exercício ocasiona uma série de adaptações cardiovasculares tanto funcionais como centrais provocadas pelo teste do Yo-Yo. Conforme Gueths e Flor (2004) destacam as alterações do volume cardíaco (aumento do peso e volume do coração), sanguíneo (aumento do volume plasmático e de hemoglobina), elevação na FC, ejeção (maior ejeção sanguínea), débito cardíaco (aumento), da extração de  $O_2$  (acréscimo na quantidade de  $O_2$  extraído do sangue circulante), expansão da função respiratória (ventilação fluxo e distribuição do sangue no corpo).

Desta forma, qualquer tipo de prescrição de treinamento para cadeirantes basquetebolistas deve incluir exercícios para melhorar a potência aeróbica e anaeróbica, conforme as demandas do basquete em cadeira de rodas (BLOXHAM et al., 2001), uma

vez que 22% de tempo de um jogador durante um jogo é gasto realizando intensidades acima do limiar ventilatório, e 48% descansando (GOOSEY-TOLFREY et al., 2013).

Um critério para testar a exaustão física em um teste ergométrico é a concentração de lactato na cessação do teste, ou o lactato poderia ser metabolizado (oxidado) dentre os intervalos de recuperação e/ou períodos de atividade física menos intensa (BERNARDI et al., 2010). Nossos atletas atingiram um lactato imediatamente pós-teste com mínimo de 2.1 e máximo de 9.9 mmol/ L. Apresentando valores mais baixos que estudos já realizados com cadeirantes basquetebolistas, o qual obtiveram valor médio de 9.9 mmol/ L (MOLIK et al., 2017), e aproximando-se de valores obtidos no estudo de Goosey-Tolfrey et al. (2014), com valor médio de 7.9 mmol/ L.

Os resultados do presente estudo estão de acordo com a literatura, obtendo valores espaço-temporais semelhantes a pesquisas anteriores com valores no tempo de ciclo, tempo de contato, tempo de recuperação, em diferentes momentos (cf., DE GROOT et al., 2001; EYDIEUX et al., 2020; GAGNON et al., 2015). Desta forma, houve variação de tempo entre as zonas 1 e 2 no tempo de contato, enquanto o tempo de recuperação ocorreu variação apenas entre a zona 2 e 3, fazendo com que houvesse alterações nas variáveis de tempo de ciclo e de velocidade da zona 2 para a zona 3 respectivamente.

Como observado nos resultados apresentados, foi identificada diferença na amplitude de movimento do cotovelo esquerdo dos avaliados durante a execução do protocolo, corroborando com os achados de Soltau et al (2015). Embora os membros superiores realizem de forma simultânea a execução dos movimentos, essa alteração na amplitude de movimento do cotovelo pode alterar o início da fase de contato com o aro Goosey-Tolfrey e Campbell (1998). Desta forma, os resultados concordam com os achados por Su et al. (1992), onde foi relatado que o braço direito e esquerdo apresentaram a mesma potência, porém algum dos braços pode apresentar movimentos menores devido a força exercida pelo membro conforme a intensidade solicitada. No presente estudo, quanto menor foi o tempo de ciclo propulsivo, menor foi o grau angular da flexão do cotovelo.

O movimento do tronco variou entre os participantes, uma vez que apresentam sequelas/lesão de níveis diferentes. Contudo, de acordo com Hernandez, Gorce e Rezzoug (2018), quanto a aplicação cinemática para treinamento, sugere-se que explore o movimento de flexão do tronco para se beneficiar do aumento tardio do desempenho postural musculoesquelético no fim da fase propulsiva. O movimento do tronco favorece a propulsão da cadeira de rodas em um intervalo limitado ao redor do aro (HAYDON et al., 2017).

A flexão do tronco durante a fase de contato obteve maior grau angular na extensão do tronco, o qual pode ser limitada pela capacidade de geração de força dos músculos do core para trabalhar excentricamente ao decorrer da fase de contato e concentricamente ao longo da fase de recuperação (GAGNON, BABINEAU, CHAMPAGNE, 2014). A variação do ângulo do tronco ocorre pelo fato que para permanecer no teste intermitente incremental, a cinemática da propulsão da cadeira de rodas varia conforme o aumento da intensidade solicitada até o atleta se adaptar com as diferentes intensidades (GAGNON, et al., 2015). Desta forma, os achados confirmam com o estudo de Gagnon et al. (2015), o qual afirma que no geral, os atletas apresentam alterações cinemáticas ao decorrer do teste incremental, para se adaptarem as diferenças de intensidade.

No tronco, a flexão frontal e a excursão total do tronco obtiveram diferença entre as zonas 1 e 2, exceto para a zona 3, o qual já estava adaptado às diferentes intensidades. Chow et al. (2009), obteve resultados comparáveis em termos de cinemática do tronco, embora não houve diferença entre inclinações a 4 e 8 graus. Isso se dá pelo fato de que os participantes da pesquisa impulsionaram uma auto seleção em relação às velocidades que diminuiram progressivamente conforme a inclinação aumentava.

O aumento da flexão do tronco, juntamente com o aumento da excursão do tronco, permite que o atleta cadeirante mova o centro de massa mais adiante com a finalidade de aumentar a velocidade e manter a projeção na frente do eixo da roda traseira evitando projeções para posteriores (CHOW et al., 2009, GAGNON et al., 2015). O que também pode explicar a ausência de diferenças cinemáticas na extensão do tronco (evitar possíveis quedas).

O presente estudo indica valores próximos referentes à rotação interna do ombro, com o estudo de Gagnon et al. (2015) em diferentes zonas de esforço. Os atletas obtiveram valores mais baixos que os relatados na literatura (i.e., esquerdo e direito) durante a propulsão da cadeira de rodas. No ombro, o movimento de rotação externa teve diferença entre as zonas 1 e 2 e as zonas 1 e 3, nos quais a amplitude de movimento do ombro aumentava de acordo com a elevação da intensidade, assim, enquanto maior o tempo de contato, menor é o grau angular da rotação externa do ombro. Embora com protocolo diferente do utilizado neste estudo, nos achados de Gagnon et al. (2015), foram verificados resultados semelhantes ao deste estudo, onde as zonas 2 e 3 não houveram diferenças na amplitude de movimento do ombro.

É possível que o aumento das diferenças da flexão do cotovelo e da rotação externa do ombro foram necessárias para acomodar a flexão do tronco com a finalidade de

preservar a eficiência mecânica. O fato de que houve apenas diferença de momentos na fase de recuperação do ciclo propulsivo, explica que em parte, a excursão da flexão do cotovelo e a excursão do ombro estão relativamente estáveis, conforme os achados de Yang et al. (2012).

A propulsão da cadeira de rodas é uma tarefa redundante, denotando que há mais elementos motores envolvidos na produtividade de ação do que são essencialmente necessários. Ou seja, as mesmas forças podem ser aplicadas ao aro manual usando várias formas de manipular os braços e o tronco para um melhor desempenho durante a propulsão. De acordo com Leving et al. (2018), isso pode explicar o desenvolvimento de diferentes padrões cinemáticos desenvolvidos pelos participantes, os quais não afetam a produção média de velocidade ao decorrer do tempo.

O presente estudo mostrou ângulos durante a fase inicial de contato durante as diferentes zonas de esforço, estando em contraste com o estudo de Chaikhot, Taylor e Hettinga (2018), o qual teve variação de  $30^\circ$  a  $45^\circ$  e de Mason et al. (2014), com o ângulo de contato variando de  $22^\circ$  a  $45^\circ$ . Contudo, concordando com o estudo de EYDIEUX et al. (2020).

Os resultados do presente estudo na cinemática referentes ao ângulo de início da fase propulsiva diferem bastante dos achados baseados em dados coletados os quais utilizaram uma esteira ou um ergômetro de manivela, uma vez que o presente estudo foi realizado em campo. O ângulo de impulso médio exibido pela amostra durante o nível de movimento no primeiro momento é maior do que os valores correspondentes encontrados por Rudins et al. (1997). O que de acordo com Chow et al. (2009), o ângulo de impulso pode variar conforme do tipo de cadeira, padrão de movimento.

Os resultados do presente estudo mostram uma menor média de ângulo propulsor, ou seja,  $100^\circ$  e  $110^\circ$ , respectivamente, em braços de manivela (KOONTZ et al., 2005) e  $108^\circ$  a  $81^\circ$  de nível para  $6^\circ$  grau de esteira (RICHTER et al., 2007) em diferentes zonas de esforço. Esses resultados apenas concordam que há diferenças na mecânica da propulsão entre o solo, uma esteira e um braço de manivelas. Desta forma, os resultados dos dados de propulsão da cadeira de rodas coletados em diferentes situações precisam ser analisados e interpretados com cautela (CHOW et al., 2009).

A frequência de impulso da propulsão da cadeira de rodas pode variar até certo ponto de modo em que a velocidade não seja afetada (EYDIEUX et al., 2020). Isso pode ser visto nos resultados do presente estudo. Ao longo do teste intermitente incremental,

houve diferença significativa na frequência de impulso apenas quando as velocidades foram discrepantes (Zona 1 e zona 3).

Além disso, alterações durante a execução dos testes foram observadas entre as variáveis temporais (e.g. tempo de ciclo, tempo de contato, tempo de recuperação). As variáveis tempo de ciclo e tempo de contato permaneceram constantes nas diferentes zonas de esforço, o que indica uma possível adaptação em excursões de segmento e velocidades. Estando de acordo com o estudo de Eydieux et al. (2020), o qual obteve resultado de constância para a variável fase de contato.

Os resultados do presente estudo referente ao aumento tempo de recuperação estão em acordo com os achados de Gagnon, Babineau e Champagne (2014), os quais apoiam claramente a hipótese de que a duração da fase de recuperação diminuiu em aproximadamente 70%, ou seja, houve diferença entre as zonas de esforço, enquanto a fase de empurrar permaneceu semelhante. Contudo ressalta-se que o estudo de Gagnon et al. (2014) foi realizado em laboratório, havendo inclinação progressiva de 0 ° para 7,1 ° e a velocidade constante em diferentes momentos de inclinação da esteira.

Dentre o ciclo propulsivo, os resultados sugerem que há diferença na variável fase de recuperação. A amostra da pesquisa foi composta por avaliados com diferentes sequelas, os quais inclui a lesão medular, em diferentes níveis de lesão incompleta. Esses diferentes níveis de lesão, de acordo com Haydon (2017), permite que o jogador se incline para frente e alcance ainda mais o aro da cadeira de rodas, aumentando o ângulo da fase de recuperação. Utilizar isso promove a técnica da fase propulsiva e permite que jogadores de maior classe funcional apliquem força aumentada ao aro devido à contribuição de ambos os movimentos do tronco e do braço.

O aprimoramento do arco de pressão (i.e., o ângulo sobre o qual a força é aplicada ao aro de pressão da cadeira de rodas) leva à exigência de menos impulsos, com menor acréscimo na força de pico, havendo menor gasto energético e maior aprimoramento cinemático devido à redução da taxa de frequência propulsiva, porém aumentar o arco de pressão em excesso pode levar a lesões devido ao movimento extremo do membro superior, o que deve ser prevenido, em contrapartida, um movimento com menor arco de pressão induz a uma maior frequência propulsora (o qual foi encontrado nos participantes com classe funcional mais baixa; SYMONDS et al., 2018).

## **7. LIMITAÇÕES E SUGESTÕES PARA FUTUROS ESTUDOS**

Assim, sugere-se que para próximas análises caso a caso devido a variabilidade entre os participantes, assim como utilizar aparelhos ergoespirométricos que faça aquisição de dados a cada respiração.

## **8. CONCLUSÃO**

Atletas paralímpicos apresentam diferentes respostas durante uma avaliação física, devido a fatores determinantes como deficiência/patologia, nível de lesão, classificação funcional e histórico de lesões articulares. Alterações cinemáticas ocorrem conforme o nível de lesão de cada atleta, assim como por motivos compensatórios de movimento (e.g. flexão do cotovelo). A análise de um teste intermitente incremental em campo além de ser mais viável para o atleta (condiz com a situação mais próxima de um jogo) apresenta maior viabilidade quanto a uma prescrição de um treinamento individual conforme a legibilidade que o atleta apresenta e de acordo com as respostas fisiológicas e cinemáticas.

## REFERÊNCIAS

ALVES, E. S.; SANTOS R.V.; RUIZ F.S.; LIRA F.S.; ALMEIDA A.A.; LIMA G.; DE MELLO M.T. Physiological and lipid profile response to acute exercise at different intensities in individuals with spinal cord injury. **Spinal cord series and cases**, v. 3, n. 1, p. 1 – 6, 2017.

BATTERHAM, A.M.; HOPKINS, W.G. Making meaningful inferences about magnitude. **International Journal of Sports Physiology And Performance**, v. 1, n. 1, p. 50 – 57, 2006.

BAUMGART, J. K.; BRUROK, B.; SANDBAKK, Ø. Peak oxygen uptake in Paralympic sitting sports: A systematic literature review, meta- and pooled-data analysis. **PLoS ONE**, v. 13, n. 2, p. 1 – 25, 2018.

BERNARDI, M.; GUERRA, E.; GIACINTO, B. D.; CESARE, A. D.; CASTELLANO, V.; BHAMBHANI, Y. Field Evaluation of Paralympic Athletes in Selected Sports. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 42, n. 6, p. 1200 – 1208, 2010.

BONINGER, M. L.; COOPER, R. A.; SHIMADA, S. D.; RUDY, T. E. Shoulder and elbow motion during two speeds of wheelchair propulsion: A description using a local coordinate system. **Spinal Cord**, v. 36, n. 6, p. 418 – 426, 1998.

BONINGER, M. L.; SOUZA, A. L.; COOPER, R. A.; FITZGERALD, S. G.; KOONTZ, A. M.; FAY, B. T. Propulsion patterns and pushrim biomechanics in manual wheelchair propulsion. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 83, n. 5, p. 718 – 723, 2002.

BORRESEN, J.; LAMBERT, M. I. The Quantification of Training Load Effect on Performance. **Sports Medicine**, v. 39, n. 9, p. 779 – 795, 2009.

BLOXHAM, L. A.; BELL, G. J.; BHAMBHANI, Y.; STEADWARD, R. D. Time motion analysis and physiological profile of Canadian world cup wheelchair basketball players. **Sports Medicine, Training and Rehabilitation**, v. 10, n. 3, p. 183 – 198, 2001.

BROWN, D. D.; KNOWLTON, R. G.; HAMILL, J.; SCHNEIDER, T. L.; HETZLER, R. K. Physiological and biomechanical differences between wheelchair-dependent and able-bodied subjects during wheelchair ergometry. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v. 60, n. 3, p. 179 – 182, 1990.

CARDOSO, V. D. A reabilitação de pessoas com deficiência através do desporto adaptado.

**Revista Brasileira de Ciências do Esporte**, v. 33, n. 2, p. 529 – 539, 2011.

CARVALHO, A. J. M.; GRANDE, A. A. B. DE. Perfil das atividades de vida diária dos atletas paraolímpicos de alta performance elaborado através do questionário HAQ (Health Assessment Questionnaire). **Cadernos Brasileiros de Terapia Ocupacional**, v. 20, n. 2, p. 273 – 278, 2012.

CAVEDON, V.; ZANCANARO, C.; MILANESE, C. Anthropometry, body composition, and performance in sport-specific field test in female wheelchair basketball players. **Frontiers in Physiology**, v. 9, p. 568 – 570, 2018.

CHAIKHOT, D.; TAYLOR, M. J.; HETTINGA, F. J. Sex differences in wheelchair propulsion biomechanics and mechanical efficiency in novice young able-bodied adults. **European Journal of Sport Science**, v. 18, n. 5, p. 650 – 658, 2018.

CHOW, J. W.; LEVY, C. E. Wheelchair propulsion biomechanics and wheelers' quality of life: An exploratory review. **Disability and Rehabilitation: Assistive Technology**, v. 6, n. 5, p. 365 – 377, 2011.

CHOW, J. W.; MILLIKAN, T. A.; CARLTON, L. G.; CHAE, W. S.; LIM, Y. T.; MORSE, M. I. Kinematic and electromyographic analysis of wheelchair propulsion on ramps of different slopes for young men with paraplegia. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 90, n. 2, p. 271 – 278, 2009.

COLLINS, E. G.; GATER, D.; KIRATLI, J.; BUTLER, J.; HANSON, K.; LANGBEIN, W. E. Energy cost of physical activities in persons with spinal cord injury. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 42, n. 4, p. 691 – 700, 2010.

COOPER, R. A.; DE LUIGI, A. J. Adaptive sports technology and biomechanics: Wheelchairs. **Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 6, n. 8, p. S31 – S39, 2014.

COOPER, R. A.; DIGIOVINE, C. P.; BONINGER, M. L.; SHIMADA, S. D.; KOONTZ, A. M.; BALDWIN, M. A. Filter frequency selection for manual wheelchair biomechanics. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 39, n. 3, p. 323 – 336, 2002.

CORRÊA, B. D. C.; PEREIRA, R. N.; DE LIRA, A. O.; AVILA, P. E. S.; MORENO, M. A.; NORMANDO, V. M. F. Avaliação e classificação da capacidade física aeróbia de atletas de basquetebol em cadeira de rodas. **Revista Brasileira de Ciências do Esporte**, v. 40, n. 2, p. 163 – 169, 2018.

COSTA, G. R. Basquetebol em cadeira de rodas e a lesão medular. **Revista Epistemia Transversalis**, v. 4, n. 1, p. 1 – 17, 2013.

COUTTS, K. D. Peak oxygen uptake of elite wheelchair athletes. **Adapted Physical Activity Quarterly**, v. 7, n. 1, p. 62 – 66, 1990.

CROFT, L.; DYBRUS, S.; LENTON, J.; GOOSEY-TOLFREY, V. A comparison of the physiological demands of wheelchair basketball and wheelchair tennis. **International Journal of Sports Physiology and Performance**, v. 5, n. 3, p. 301 – 315, 2010.

DE GROOT, S.; VEEGER, D. H.; HOLLANDER, A. P.; DER WOUDE VAN, L. H. Wheelchair propulsion technique and mechanical efficiency after 3 wk of

practice. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 34, n. 5, p. 756 – 766, 2002.

DE LIRA, C. A. B.; VANCINI, R. L.; MINOZZO, F. C.; SOUSA, B. S.; DUBAS, J. P.;

ANDRADE, M. S.; STEINBERG, L. L.; SILVA, A. C. Relationship between aerobic and anaerobic parameters and functional classification in wheelchair basketball players. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 20, n. 4, p. 638 – 643, 2010.

DEGHANSI, N.; LEMEZ, S.; WATTIE, N.; BAKER, J. Training and development of Canadian wheelchair basketball players. **European Journal of Sport Science**, v. 17, n. 5, p. 511 – 518, 2017.

DOMICIANO, A. M. D. O.; ARAÚJO, A. P. S.; MACHADO, V. H. R. Treinamento aeróbio e anaeróbio: uma revisão. **REVISTA UNINGÁ REVIEW**, v. 3, n. 1, p. 2 – 2, 2010.

DOMÍNGUEZ, C. G.; ITURRICASTILLO, A.; LOZANO, L.; YANCI, J. Effects of intermittent high intensity training in wheelchair basketball players' physical performance. **Cultura Ciencia y Deporte**, v. 11, n. 33, p. 235 – 240, 2016.

DWYER, G. B.; DAVIS, R. W. The relationship between a twelve minute wheelchair push test and VO<sub>2</sub>peak in women wheelchair athletes. **Research in Sports Medicine: An International Journal**, v. 8, n. 1, p. 1 – 11, 1998.

EYDIEUX, N.; HYBOIS, S.; SIEGEL, A.; BASCOU, J.; VASLIN, P.; PILLET, H., FODÉ, P.; SAURET, C. Changes in wheelchair biomechanics within the first 120 minutes of practice: spatiotemporal parameters, handrim forces, motor force, rolling resistance and fore-aft stability. **Disability and Rehabilitation: Assistive Technology**, v. 15, n. 3, p. 305 – 313, 2020.

Faulkner, J. A. Physiology of swimming and diving. In: Falls H. Exercise physiology. Baltimore. **Academic Press**, p.415 – 446, 1968

FRANCIS, J. W.; OWEN, A.; PETERS, D. M. A new reliable performance analysis template for quantifying action variables in elite men's wheelchair basketball. **Frontiers in psychology**, v. 10, n. 16, p. 1431 – 1442, 2019.

FRANKLIN, B. A.; SWANTEK, K. I.; GRAIS, S. L.; JOHNSON, K. S.; GORDON, S.; TITMUSS, G. C. Field estimation of maximal oxygen uptake consumption in wheelchair users. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 71, n. 8, p. 574 – 578, 1990.

GAGNON, D.; BABINEAU, A. C.; 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**, v. 15, 2015.

GAGNON, D. H.; BABINEAU, A. C.; CHAMPAGNE, A. Pushrim biomechanical changes with progressive increases in slope during motorized treadmill manual wheelchair propulsion in individuals with spinal cord injury. **Journal of rehabilitation research and development**, v. 51, n. 5, p. 789 – 802, 2014.

GAUTHIER, C.; GRANGEON, M.; ANANOS, L.; BROSSEAU, R.; GAGNON, D. H.

Quantifying cardiorespiratory responses resulting from speed and slope increments during motorized treadmill propulsion among manual wheelchair users. **Annals of Physical and Rehabilitation Medicine**, v. 60, n. 5, p. 281 – 288, 2017.

GOOSEY-TOLFREY, V.L.; CAMPBELL, I.G. Symmetry of the elbow kinematics during racing wheelchair propulsion. **Ergonomics**, v. 41, n. 12, p. 1810 – 1820, 1998.

GOOSEY-TOLFREY, V. L. Supporting the paralympic athlete: Focus on wheeled sports. **Assistive Technology Research Series**, v. 32, n. 26, p. 2237 – 2243, 2010.

GOOSEY-TOLFREY, V. L.; PAULSON, T. A.; TOLFREY, K.; ESTON, R. G. Prediction of peak oxygen uptake from differentiated ratings of perceived exertion during wheelchair propulsion in trained wheelchair sportspersons. **European Journal of Applied Physiology**, v. 114, n. 6, p. 1251 – 1258, 2014.

GOOSEY-TOLFREY, V. L.; BATTERHAM, A. M.; TOLFREY, K. Scaling Behavior of  $\dot{V}O_{2peak}$  in Trained Wheelchair Athletes. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 35, n. 12, p. 2106 – 2111, 2003.

GOOSEY-TOLFREY, V. L. Physiological profiles of elite wheelchair basketball players in preparation for the 2000 Paralympic Games. **Adapted Physical Activity**

**Quarterly**, v. 22, n. 1, p. 57 – 66, 2005.

GOOSEY-TOLFREY, V. Supporting the paralympic athlete: focus on wheeled sports. **Disability and rehabilitation**, v. 32, n. 26, p. 2237 – 2243, 2010.

GOOSEY-TOLFREY, V. L.; TOLFREY, K. The multi-stage fitness test as a predictor of endurance fitness in wheelchair athletes. **Journal of Sports Sciences**, v. 26, n. 5, p. 511 – 517, 2008.

GORDON, D.; MEHTER, M.; GERNIGON, M.; CADDY, O.; KEILLER, D.; BARNES, R. The effects of exercise modality on the incidence of plateau at  $\dot{V}O_{2max}$ . **Clinical Physiology and Functional Imaging**, v. 32, n. 5, p. 394 – 399, 2012.

GORDON, D.; GERNIGON, M.; BAKER, J.; MERZBACH, V.; SCRUTON, A. The effects of non-contingent feedback on the incidence of plateau at  $\dot{V}O_{2max}$ . **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 16, n. 1, p. 105 – 111, 2017.

GUETHS, M.; FLOR, D.P. Os efeitos no organismo humano a longo prazo do exercício aeróbico. **Revista Virtual Educação Física Artigos**, v.1, n.18, 2004.

GUIRRO, E. R.; GUIRRO, R. R. J. Fisioterapia Dermato-Funcional: Fundamentos. **Recursos e Patologias**, v. 1, p. 3 – 23, 2002.

HAYDON, D. S.; PINDER, R. A.; GRIMSHAW, P. N.; ROBERTSON, W. S. Overground-propulsion kinematics and acceleration in elite wheelchair rugby. **International journal of sports physiology and performance**, v. 13, n. 2, p. 156 – 162, 2017.

HERNANDEZ, V.; GORCE, P.; REZZOUG, N. Evaluation and validation of musculoskeletal force feasible set indices: Application to manual wheelchair propulsion. **Journal of biomechanics**, v. 68, p. 70 – 77, 2018.

International Wheelchair Basketball Federation (IWBF). **Official Player Classification Manual**. 2014.

ITURRICASTILLO, A.; GRANADOS, C.; YANCI, J. The intensity and match load comparison between high spinal cord injury and non-spinal cord injury wheelchair basketball players: A case report. **Spinal cord series and cases**, v. 2, n. 1, p. 1 – 4, 2016.

JACOBS, P. L.; NASH, M. S. Exercise recommendations for individuals with spinal cord injury. **Sports medicine**, v. 34, n. 11, p. 727 – 751, 2004.

JAYARAMAN, C.; BECK, C. L.; SOSNOFF, J. J. Shoulder pain and jerk during recovery phase of manual wheelchair propulsion. **Journal of biomechanics**, v. 48, n. 14, p. 3937 – 3944, 2015.

KNECHTLE, B.; KOPFLI, W. Treadmill exercise testing with increasing inclination as exercise. **Spinal Cord**, v. 39, n. 12, p. 633 – 636, 2001.

Koontz, A. M.; Cooper, R. A.; Boninger, M. L.; Yang, Y.; Impink, B. G.; Van Der Woude, L. H. A kinetic analysis of manual wheelchair propulsion during start-up on select indoor and outdoor surfaces. **Journal of Rehabilitation Research & Development**, v. 42, n. 4, p. 447 – 458, 2005.

KRUSTRUP, P.; MOHR, M.; AMSTRUP, T.; RYSGAARD, T.; JOHANSEN, J.; STEENSBERG, A; PEDERSEN, P. K.; BANGSBO, J. The yo-yo intermittent recovery test: physiological response, reliability, and validity. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 35, n. 4, p. 697 – 705, 2003.

LEDUR, J. A., ASSMANN, A. B. Um pioneiro do basquetebol em cadeira de rodas brasileiro: o percurso esportivo de Cláudio Araújo. **XIII Encontro Nacional de História Oral. História Oral, Práticas Educacionais e Interdisciplinaridade**. Associação Brasileira de História Oral. Universidade Federal do Rio Grande do Sul, p. 3 – 17, 2016.

LEICHT, C.; PERRET, C. Comparison of blood lactate elimination in individuals with paraplegia and able-bodied individuals during active recovery from exhaustive exercise. **The Journal of Spinal Cord Medicine**, v. 31, n. 1, p. 60 – 64, 2008.

LEVING, M. T.; VEGTER, R. J.; DE VRIES, W. H.; DE GROOT, S.; VAN DER WOUDE, L. H. Changes in propulsion technique and shoulder complex loading following low-intensity wheelchair practice in novices. **PloS ONE**, v. 13, n. 11, p. 1 – 18, 2018.

MASON, B.; LENTON, J.; LEICHT, C.; GOOSEY-TOLFREY, V. A physiological and biomechanical comparison of over-ground, treadmill and ergometer wheelchair propulsion. **Journal of Sports Sciences**, v. 32, n. 1, p. 78 – 91, 2014.

MASON, B. S.; VAN DER WOUDE, L. H. V.; GOOSEY-TOLFREY, V. L. The ergonomics of wheelchair configuration for optimal performance in the wheelchair court sports. **Sports Medicine**, v. 43, n. 1, p. 23 – 38, 2013.

MASON, B. S.; VEGTER, R. J.; PAULSON, T. A.; MORRISSEY, D.; VAN DER SCHEER, J. W.; GOOSEY-TOLFREY, V. L. Bilateral scapular kinematics, asymmetries and shoulder pain in wheelchair athletes. **Gait & posture**, v. 65, p. 151 – 156, 2018.

MOLIK, B.; KOSMOL, A.; MORGULEC-ADAMOWICZ, N.; LENCSE-MUCHA, J.; MRÓZ, A.; GRYKO, K.; MARSZAŁEK, J. Comparison of Aerobic Performance Testing Protocols in Elite Male Wheelchair Basketball Players. **Journal of Human Kinetics**, v. 60, n. 1, p. 243 – 254, 2017.

MOLIK, B.; LASKIN, J. J.; KOSMOL, A.; SKUCAS, K.; BIDA, U. Relationship between functional classification levels and anaerobic performance of wheelchair basketball athletes. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v. 81, n. 1, p. 69 – 73, 2010.

MORENO, M. A.; ZAMUNÉR, A. R.; PARIS, J. V.; TEODORI, R. M.; BARROS, R. M. Effects of wheelchair sports on respiratory muscle strength and thoracic mobility of individuals with spinal cord injury. **American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 91, n. 6, p. 470 – 477, 2012.

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 and Posture**, v. 10, n. 3, p. 223 – 232, 1999.

NUNOME, H.; DOYO, W.; SAKURAI, S.; IKEGMAI, Y.; YABE, K. A kinematic study of the upper-limb motion of wheelchair basketball shooting in tetraplegic adults. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 39, n. 1, p. 63 – 72, 2002.

OZMEN, T.; YUKTASIR, B.; YILDIRIM, N. U.; YALCIN, B.; WILLEMS, M. E. Explosive strength training improves speed and agility in wheelchair basketball athletes. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 20, n. 2, p. 97 – 100, 2014.

PÉREZ, R.; COSTA, Ú.; TORRENT, M.; SOLANA, J.; OPISSO, E.; CÁCERES, C.; TORMOS, J. M.; MEDINA, J.; GÓMEZ, E. J. Upper limb portable motion analysis system based on inertial technology for neurorehabilitation purposes. **Sensors**, v. 10, n. 12, p. 10733 – 10751, 2010.

POOLE, D. C.; JONES, A. M. Measurement of the maximum oxygen uptake  $\dot{V}O_{2max}$ :  $\dot{V}O_{2peak}$  is no longer acceptable. **Journal of Applied Physiology**, v. 122, n. 4, p. 997 – 1002, 2017.

PRODANOV, C. C.; FREITAS, E. C. DE. **Metodologia do Trabalho Científico: Métodos e Técnicas de Pesquisa e do Trabalho Acadêmico – 2ª edição**. Editora Feevale, 2013.

RAMSBOTTOM, R.; BREWER, J.; WILLIAMS, C. A progressive shuttle run test to estimate maximal oxygen uptake. **British Journal of Sports Medicine**, v. 22, n. 4, p. 141 – 144, 1988.

REIS, R. M.; RIBEIRO, V. B.; FILHO, H. T. Respostas fisiológicas ao exercício físico em atletas cadeirantes com lesão medular. **ConScientiae Saúde**, v. 14, n. 1, p. 161 – 168, 2015.

RICHTER, W. M.; RODRIGUEZ, R.; WOODS, K. R.; AXELSON, P. W. Stroke pattern and handrim biomechanics for level and uphill wheelchair propulsion at self-selected speeds. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 88, n. 1, p. 81 – 87, 2007.

ROTSTEIN, A.; SAGIV, M.; BEN-SIRA, D.; WERBER, G.; HUTZLER, J.; ANNENBURG, H. Aerobic capacity and anaerobic threshold of wheelchair basketball players. **Paraplegia**, v. 32, n. 3, p. 196 – 201, 1994.

RUDINS, A.; LASKOWSKI, E. R.; GROWNEY, E. S.; CAHALAN, T. D.; AN, K. N. Kinematics of the elbow during wheelchair propulsion: a comparison of two wheelchairs and two stroking techniques. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 78, n. 11, p. 1204 – 1210, 1997.

SKUCAS, K.; POKVYTYTE, V. Short-term moderate intensive high volume training program provides aerobic endurance benefit in wheelchair basketball players. **The Journal of sports medicine and physical fitness**, v. 57, n. 4, p. 338 – 344, 2017.

SHIMADA, S. D.; ROBERTSON, R. N.; BONNINGER, M. L.; COOPER, R. A. Kinematic characterization of wheelchair propulsion. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 35, n. 2, p. 210 – 218, 1998.

SILVA, A. C.; TORRES, C. F. Ergoespiometria em atletas paraolímpicos.p brasileiros. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, v. 8, n. 3, p. 107 – 116, 2002.

SOLTAU, S. L.; SLOWIK, J. S.; REQUEJO, P. S.; MULROY, S. J.; NEPTUNE, R. R. An Investigation of Bilateral Symmetry During Manual Wheelchair Propulsion. **Frontiers in Bioengineering and Biotechnology**, v. 3, n. 3, p. 86– 93, 2015.

SU F. C.; CHOU J. W.; LU; LAI K. A. Three-dimensional kinematics in wheelchair propulsion. **Journal of Biomechanics**, v. 25, n. 7, p. 1991.

SYMONDS, A.; BARBARESCHI, G.; TAYLOR, S.; HOLLOWAY, C. A systematic review: the influence of real time feedback on wheelchair propulsion biomechanics. **Disability and Rehabilitation: Assistive Technology**, v. 13, n. 1, p. 47 – 53, 2018.

TACHIBANA, K., MUTSUZAKI, H., SHIMIZU, Y., HOTTA, K., & WADANO, Y. Influence of Functional Classification on Skill Tests in Elite Female Wheelchair Basketball Athletes. **Medicina**, v. 55, n. 11, p. 1 – 10, 2019.

TEJERO, J. P.; LÓPEZ, J. C.; RUIZ, M. R.; MOLINEVO, J. S. Field test validation for wheelchair basketball players' aerobic capacity assessment. **European Journal of Human Movement**, v. 40, p. 136 – 148, 2018.

TER WOERDS, W.; DE GROOT, P. C.; VAN KUPPEVELT, D. H.; HOPMAN, M. T. Passive leg movements and passive cycling do not alter arterial leg blood flow in subjects with spinal cord injury. **Physical therapy**, v. 86, n. 5, p. 636 – 45, 2006.

VAN DER WOUDE, L. H. V.; BOUTEN, C.; VEEGER, H. E. J.; GWINN, T. Aerobic work capacity in elite wheelchair athletes: a cross-sectional analysis. **American journal of physical medicine & rehabilitation**, v. 81, n. 4, p. 261 – 271, 2002.

VAN DER WOUDE, L. H. V.; FORMANOY, M.; DE GROOT, S. Hand rim configuration: Effects on physical strain and technique in unimpaired subjects? **Medical Engineering and Physics**, v. 25, n. 9, p. 765 – 774, 2003.

VANDERTHOMMEN, M.; FRANCAUX, M.; COLINET, C.; LEHANCE, C.; LHERMEROUT, C.; CRIELAARD, J. M.; THEISEN, D. A multistage field test of wheelchair users for evaluation of fitness and prediction of peak oxygen consumption. **Journal of Rehabilitation Research & Development**, v. 39, n. 6, p. 685 – 692, 2002.

VANLANDEWIJCK, Y. C.; DALY, D. J.; THEISEN, D. M. Field test evaluation of aerobic, anaerobic, and wheelchair basketball skill performances. **International Journal of Sports Medicine**, v. 20, n. 8, p. 548 – 554, 1999.

VANLANDEWIJCK, Y. C.; EVAGGELINO, C.; DALY, D. J.; VERELLEN, J.; VAN HOUTTE, S.; ASPESLAGH, V.; PIESSENS, T.; ZWAKHOVEN, B. The relationship between functional potential and field performance in elite female wheelchair basketball players. **Journal of Sports Sciences**, v. 22, n. 7, p. 668 – 675, 2004.

VANLANDEWIJCK, Y. C.; THEISEN, D. J.; DALY, D. M. Wheelchair propulsion biomechanics. **Sports medicine**, v. 31, n. 5, p. 339 – 367, 2001.

VANLANDEWIJCK, Y.C.; SPAEPEN A.J.; HEISTER M. **Maximal exercise responses and manual wheelchair propulsion: cardiorespiratory and movement pattern adaptations to slope and velocity changes**. IN: VAN COPPENOLLE, H.; VANLANDEWIJCK Y.C.; SIMONS J. ET AL., editors. Proceeding of the First European Conference on Adapted Physical Activity and Sports: a white paper on research and practice; Dec 18-20, 1994. Leuven. Leuven: Acco, 73-80, 1995.

VANLANDEWIJCK, Y.C.; SPAEPEN A. J.; LYSSENS R. J. Wheelchair propulsion: functional ability dependent factors in wheelchair basketball players. **Scandinavian Journal of Rehabilitation & Medicine**, v.2, n. 26, p. 37 – 48, 1994.

VEEGER, H. E. J.; VAN DER WOUDE, L. H. V.; ROZENDAL, R. H. Load on the upper extremity in manual wheelchair propulsion. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 1, n. 4, p. 270 – 280, 1991.

VEEGER H. E. J.; VAN DER WOUDE, L. H. V.; ROZENDAL R. H. Wheelchair propulsion technique at different speeds. **Scan J RehabilMed**, v. 21, p. 197 – 203, 1989.

WEISSLAND, T.; FAUPIN, A.; BOREL, B.; BERTHOIN, S.; LEPRÊTRE, P. M. Effects of modified multistage field test on performance and physiological responses in wheelchair basketball players. **BioMed Research International**, v. 2015, 2015.

YANCI, J.; GRANADOS, C.; OTERO, M.; BADIOLA, A.; OLASAGASTI, J.; BIDAURAZAGA-LETONA, ITURRICASTILLO, A.; GIL, S. M. Sprint, agility, strength and endurance capacity in wheelchair basketball players. **Biology of Sport**, v. 32, n. 1, p. 71 – 78, 2015.

Y.S. YANG.; A. M. KOONTZ.; S.J. YEH.; J. J. CHANG. Effect of backrest height on wheelchair propulsion biomechanics for level and uphill conditions. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 93, n. 4, p. 654 – 659, 2012.

## 9. APÊNDICE

### Apêndice 1. TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE)



UNIVERSIDADE FEDERAL DO AMAZONAS  
FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA E FISIOTERAPIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM SAÚDE, SOCIEDADE E ENDEMIAS NA  
AMAZÔNIA  
TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Convidamos o senhor para participar do Projeto de Pesquisa **“PERFIL FISIOLÓGICO, BIOMECÂNICO E FUNCIONAL DE CADEIRANTES BASQUETEBOLISTAS”**, que será realizado por meio da Universidade Federal do Amazonas (UFAM) - Faculdade de Educação Física e Fisioterapia, pelos pesquisadores: Lucas de Souza Nascimento (Telefone: 92 99387-8185 e-mail: [lucasouzaa@hotmail.com.br](mailto:lucasouzaa@hotmail.com.br)), mestrando do Programa de Pós-Graduação Saúde, Sociedade e Endemias na Amazônia (PPGSSEA), localizada na Av. General Rodrigo Otávio Jordão Ramos, 3000, coroadó, campus universitário, setor sul, bloco C FEFF/UFAM, telefone (92) 3305-1181 ramal 4087, como pesquisador responsável, Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup>. Karla de Jesus (Telefone: 92 98417-6289, e-mail: [karladejesus@ufam.edu.br](mailto:karladejesus@ufam.edu.br)), Av. General Rodrigo Otávio Jordão Ramos, 3000, coroadó, campus universitário, setor sul, bloco C FEFF/UFAM, telefone (92) 3305-1181 ramal 4087 como colaboradora, assim como cursantes do PPGSSEA: Meire Martins Pinto (Telefone: 92 99250-4641 e-mail: [meiremartins91@hotmail.com](mailto:meiremartins91@hotmail.com)) Av. General Rodrigo Otávio Jordão Ramos, 3000, coroadó, campus universitário, setor sul, bloco C FEFF/UFAM, telefone (92) 3305-1181 ramal 4087.

O objetivo geral deste estudo é Analisar o perfil fisiológico e cinemático de cadeirantes praticantes de basquetebol durante um teste incremental; e **objetivos específicos:** Correlacionar classificação funcional a partir das variáveis do consumo do oxigênio e frequência cardíaca; Comparar assimetria das variáveis temporais e cinemáticas nas diferentes zonas de intensidade de esforço durante o teste incremental; Caracterizar a

variabilidade intraindividual cinemática durante o ciclo propulsivo nas diferentes zonas de intensidade do teste. Toda pesquisa com seres humano envolve riscos em tipos e gradações variadas.

Você realizará um teste físico conforme a seguir: O teste de recuperação intermitente *YoYo* consiste em 2 repetições de 10 m desde a linha de partida, virada e chegada, a uma velocidade progressivamente incremental controlada por sinais via beep através de um aplicativo chamado *YoYo Test*. Entre cada estágio do teste, os participantes têm um tempo de recuperação ativa de 10 s, consistindo em 2 x 5 m de corrida. No presente estudo, usaremos o teste de recuperação intermitente *YoYo*, nível 1, que consiste em 4 sessões de corrida a 10–13 km · h<sup>-1</sup> (0–80 m) e outras 4 sessões de 13,5–14 km · h<sup>-1</sup> (80–220 m), após o que continua com incrementos de velocidade de 0,5 km · h<sup>-1</sup> após cada 8 sessões em execução (ou seja, após 380, 540, 700, 860 m, etc.; conforme tabela 1) até a exaustão.

O teste será realizado em quadra coberta, com cones, com largura de 4 m e comprimento de 10 m. Um cone colocado a 5 m atrás da linha de chegada registrou a distância percorrida durante o período de recuperação ativa. Antes do teste, todos os participantes realizarão um aquecimento que consistirá nas quatro primeiras sessões de corrida do teste. Todos os sujeitos serão familiarizados com o teste por pelo menos um pré-teste.

Para a avaliação, durante o teste de campo haverá mensurações fisiológicas como consumo de oxigênio, na qual o cadeirante estará conectado a um analisador de gás metabólico por meio de uma máscara ligada a um bucal e linhas de ar portátil, estará conectado a uma cinta fixada no peito para mensuração da frequência cardíaca por meio de um cardiófrequencímetro e, concentração de lactato por meio de uma gota pelo lóbulo da orelha coleta será feita ao iniciar o teste, ainda em repouso, imediatamente após o teste e após 03 minutos de recuperação passiva. O material de coleta de sangue será individual.

Para mensurações cinemáticas estará conectado a um analisador tridimensional através de marcadores tridimensionais portáteis que serão colocados da seguinte forma: cabeça, tronco, pélvis, braço direito e esquerdo, antebraço direito e esquerdo.

Toda pesquisa com seres humano envolve riscos em tipos e gradações variadas, nesta pesquisa, por se tratar de um teste de esforço intermitente incremental até a exaustão, pode ser que os cadeirantes sintam algum desconforto muscular em função da exigência física, como desgaste físico, desconforto, arritmia cardíaca, queda de pressão, enjoo, cefaleia. Desta forma, haverá uma familiarização, aquecimento e alongamento dos

principais músculos envolvidos no teste para que se minimizem tais riscos, gerando maior adaptação neuromuscular e estrutural.

Contudo, em caso de maiores desconfortos, durante a realização do teste, haverá kit's de primeiros socorros a fim de proporcionar maior segurança aos avaliados, assim como poderão ser direcionados a um hospital custeado pelos pesquisadores responsáveis pela pesquisa para melhor atendimento.

Será garantido o ressarcimento de eventuais despesas, através de pagamento diretamente ao participante e/ou seu acompanhante se for o caso, mediante a comprovação dos gastos pelos mesmos.

Bem como caso aconteça algo que cause algum dano físico e/ou psicológico, o participante terá direito a assistência integral gratuita pelos possíveis danos causados. E, em caso de danos materiais causados pela pesquisa ao participante, haverá indenização ao cadeirante, sendo o pesquisador responsável por isso conforme a Resolução CNS nº 446 de 2012, IV.3.h, IV.4.c e V.7.

Benefícios da pesquisa: Os cadeirantes receberão os resultados das variáveis estudadas, como o perfil da cinética de oxigênio, frequência cardíaca, imagens e feedback dos avaliadores sobre os dados recolhidos. A pesquisa abrange uma proposta com benefícios biodinâmicos, visando à melhora no desempenho na modalidade, assim como uma melhor qualidade de vida dos participantes, logo, receberão informações cinemáticas sobre a velocidade, a propulsão na cadeira de rodas, na qual pode preveni-los de lesões a níveis articulares, além de dados fisiológicos para tratamentos de intensidade e treinamento. Portanto, o feedback dos dados coletados facilitarão o trabalho dos treinadores da modalidade no momento da elaboração do programa de treinamento.

É garantida a liberdade da retirada de consentimento a qualquer momento e deixar de participar do estudo, sem qualquer prejuízo, punição ou atitude preconceituosa. Também não há compensação financeira (dinheiro) relacionada à sua participação. Garanto que as informações obtidas serão analisadas em conjunto com outros, não sendo divulgada a identificação de nenhum dos participantes. Para qualquer outra informação o (a) Senhor (a) poderá entrar em contato com o pesquisador (a) Lucas de Souza Nascimento, pelos telefones (092) 99387-8185 (celular do pesquisador responsável), (92) 3644-3248 (telefone convencional do pesquisador responsável) ou pelo e-mail: [lucassouzaa@hotmail.com.br](mailto:lucassouzaa@hotmail.com.br) (e-mail do pesquisador responsável). Ou ainda com o comitê de ética em pesquisa/UFAM – Escola de Enfermagem de Manaus – rua Teresina, 495, Adrianópolis, CEP: 69057-070 –

Manaus/Am – Fone (092) 3305-1118 Ramal 2004, e-mail: [CEP@ufam.edu.br](mailto:CEP@ufam.edu.br) ou [cep.ufam@gmail.com](mailto:cep.ufam@gmail.com)

O presente termo foi elaborado em duas vias, cada participante receberá uma de acordo com o item IV.3.f, IV.5.d, Resolução 446/12, a outra via ficará na posse dos pesquisadores.

Fui informado sobre o que o pesquisador quer fazer e o porquê precisa da minha colaboração, e entendi a explicação. Por isso, eu concordo em participar do projeto, sabendo que não vou ganhar nenhum dinheiro e posso sair quando eu quiser. Estou recebendo uma cópia deste documento, assinada que vou guardar.

\_\_\_\_\_ ou  
Assinatura do entrevistado (a)

Data \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

\_\_\_\_\_  
Assinatura do (a) pesquisador (a)

Data \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

## 10. ANEXOS

### **Anexo 1. Resumo aceito pelo Seminário Amazonense de Atividades Motoras Adaptadas: Respostas fisiológicas de cadeirantes basquetebolistas: revisão da literatura**

Lucas de Souza Nascimento<sup>1</sup>; Thiago Chaves Camillo<sup>2</sup>; Karla de Jesus<sup>1,2</sup>

#### **RESUMO**

Introdução: O basquetebol em cadeira de rodas é um esporte paraolímpico cujo sua população aumentou significativamente nos últimos anos devido à repercussão obtida nas paraolimpíadas e o índice de desenvolvimento relacionado ao autorrendimento. Objetivo: Revisar a literatura no que concerne ao perfil fisiológico de atletas cadeirantes basquetebolistas. Metodologia: Foi conduzida a busca de artigos científicos originais em inglês e indexados na base de dados PubMed utilizando as seguintes palavras-chave: *wheelchair, physiology and basketball*. Os artigos contendo usuários de cadeiras de rodas de vida diária, basquetebolistas, testes em quadra e/ou testes laboratoriais foram selecionados para o estudo. Artigos realizados com para desportistas que apresentassem outras deficiências foram removidos do estudo. Foram encontrados 18 artigos originais,

destes apenas sete se enquadraram nos critérios de inclusão desta pesquisa. Resultados: Conforme a literatura, basquetebolistas cadeirantes apresentam: VO<sub>2</sub> Pico (30% de redução) quando comparados a população saudável, frequência cardíaca máxima (variação de 105 a 196 bpm), variação (20% a 30%) do débito cardíaco quando comparados a população saudável, e atrofia muscular nos membros inferiores. Tais alterações podem estar associadas à diminuição do desempenho físico e aumento nas respostas fisiológicas ao longo dos testes laboratoriais e em campo. Conclusão: Basquetebolistas apresentam variedade quanto às condições fisiológicas, tendo dificuldade durante uma partida um jogo com alta demanda energética.

Palavras Chave: Cadeirantes; Basquetebol; Fisiologia.

**Anexo 2. Resumo aceito para o Congresso Brasileiro de Biomecânica: KINEMATIC AND PHYSIOLOGICAL ANALYSIS OF WHEELCHAIR PROPULSION IN AN INCREMENTAL TEST**

LUCAS DE SOUZA NASCIMENTO<sup>1</sup>, THIAGO CHAVES CAMILLO<sup>1</sup>, MYKE DOUGLAS DE MEDEIROS VALADÃO<sup>3</sup>, KELLY DE JESUS<sup>1,2</sup>, KARLA DE JESUS<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Human Performance Studies Laboratory, Faculty of Physical Education and Physiotherapy, Federal University of Amazon, Manaus, Brazil

<sup>2</sup>Human Motor Behaviour Studies Laboratory, Faculty of Physical Education and Physiotherapy, Federal University of Amazon, Manaus, Brazil

<sup>3</sup>Networking and Multimedia Signal Processing Laboratory, Federal University of Amazon, Manaus, Brasil

**ABSTRACT**

Wheelchair propulsion is a complex movement that requires kinematic and physiology analysis for better understanding of training prescription. The aim of this study was to characterize the elbow and trunk kinematics during the recovery phase of the wheelchair propulsion, cardiac frequency and blood lactate concentrations in a basketball player during an incremental test. The study was approved by the Ethic Committee of the Federal University of Amazonas (CAAE: 96522318.8.0000.5020). A wheelchair basketball male

player, paraplegic, 26 years, 55 kg body mass performed an incremental test consisting of displacements around two octagons with 15 x 15 m each one separated by 2 m. The initial speed was 2.22 m·s<sup>-1</sup> with increments of 0.13 m·s<sup>-1</sup> every minute with a feedback of a sound beep. A sensor inertial was used, Functional Assessment Biomechanics (Noraxon, USA), for elbow and trunk flexion angular measurements during the recovery phase (moment without contact of the hand into the rim until it comes into the rim again). Cardiac frequency and blood lactate concentrations from ear lobe were measured at pre and immediately post-test. Recovery phase of seven cycles of propulsion were measured in the 2<sup>nd</sup> and 4<sup>th</sup> turn in the octagons. The wheelchair player performed 165.96 m of angular displacement. The Median and interquartile range (Mdn and IQR) was 39.01° and 2.79 for elbow flexion, 30.33° and 1.15 for trunk flexion in 2<sup>nd</sup> turn at 2.22 m·s<sup>-1</sup>, 40.88° and 1.29 for elbow flexion and 30.57° and 2.48 for trunk flexion in 4<sup>th</sup> turn at 2.35 m·s<sup>-1</sup>. Cardiac frequency and blood lactate were 84 bpm pre and 166 bpm post-test, 0.6 mmol/L pre, 5.8 mmol/L post-test. Findings have revealed that even with low lactate concentration values, the basketball player achieved rapid volitional exhaustion, increasing degrees of flexion elbow and trunk to keep at the test.

Keywords: Biomechanics, Physiology, Wheelchair.

### Anexo 3. PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

Considerações Finais a critério do CEP:

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BASICAS_DO_PROJETO_1198369.pdf	19/09/2018 19:43:24		Aceito
Outros	Termo_de_Anuencia_Ledehu.pdf	19/09/2018 19:41:41	Lucas de Souza Nascimento	Aceito
Outros	Termo_de_Anuencia_ABSR.pdf	19/09/2018 19:41:19	Lucas de Souza Nascimento	Aceito
Outros	Termo_de_Anuencia_FEFF.pdf	19/09/2018 19:41:01	Lucas de Souza Nascimento	Aceito
Outros	Instrumento_da_Pesquisa.pdf	19/09/2018 19:40:07	Lucas de Souza Nascimento	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	CEP_LucasSouza.docx	19/09/2018 19:36:12	Lucas de Souza Nascimento	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_Cadeirantes.docx	19/09/2018 19:35:50	Lucas de Souza Nascimento	Aceito
Folha de Rosto	Folha_de_rosto.pdf	13/08/2018 14:09:35	Lucas de Souza Nascimento	Aceito
Outros	Questionario_Capacidade_Funcional.docx	13/08/2018 14:03:11	Lucas de Souza Nascimento	Aceito
Cronograma	Cronograma.docx	10/08/2018 18:19:33	Lucas de Souza Nascimento	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

### Anexo 4. Carta de Anuência



Poder Executivo  
Ministério da Educação  
Universidade Federal do Amazonas  
Faculdade de Educação Física e Fisioterapia



Manaus, 19 de Setembro de 2018

**Termo de Anuência**

A Faculdade de Educação Física e Fisioterapia da Universidade Federal do Amazonas declara estar de acordo com a pesquisa "Perfil fisiológico, biomecânico e funcional de cadeirantes basquetebolistas", sendo proposta pelo discente: Lucas de Souza Nascimento, participante do Programa de Pós - Graduação em Saúde, Sociedade e Endemias na Amazônia, orientado pela Professora Doutora Karla de Jesus, tendo parecer substanciado do CEP para a realização das avaliações com os cadeirantes no Laboratório de Estudo do Desempenho Humano, assumindo o compromisso de apoiar o desenvolvimento do referido projeto nesta instituição durante a realização do mesmo.

Atenciosamente,

UNIVERSIDADE FEDERAL DO AMAZONAS  
Faculdade de Educação Física e Fisioterapia  
Prof. Dr. João Otacilio Libardoni dos Santos  
Diretor  
MAPE 423687

Prof. Dr. João Otacilio Libardoni dos Santos

Diretor da Faculdade de Educação Física e Fisioterapia da Universidade Federal do Amazonas