



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO DE DESPORTOS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM EDUCAÇÃO FÍSICA

Diego Antunes

Respostas fisiológicas e perceptuais da velocidade crítica em atletas de handcycling

Florianópolis
2020

Diego Antunes

Respostas fisiológicas e perceptuais da velocidade crítica em atletas de handcycling

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação
em Educação Física da Universidade Federal de Santa
Catarina para a obtenção do título de mestrado em
Biodinâmica do Desempenho Humano

Orientador: Prof. Dr. Ricardo Dantas de Lucas

Coorientadora: Prof.^a. Dr.^a. Gabriela Fischer

Florianópolis

2020

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor,
através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária da UFSC.

Antunes, Diego

Respostas fisiológicas e perceptuais da velocidade crítica em atletas de handcycling / Diego Antunes ; orientador, Ricardo Dantas de Lucas, coorientador, Gabriela Fischer, 2020.

67 p.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Santa Catarina, Centro de Desportos, Programa de Pós-Graduação em Educação Física, Florianópolis, 2020.

Inclui referências.

1. Educação Física. 2. Velocidade crítica. 3. Handcycling. 4. Lesão medular. 5. Respostas Fisiológicas. I. Dantas de Lucas, Ricardo. II. Fischer, Gabriela . III. Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Educação Física. IV. Título.

Diego Antunes

Respostas fisiológicas e perceptuais da velocidade crítica em atletas de handcycling

O presente trabalho em nível de mestrado foi avaliado e aprovado por banca examinadora composta pelos seguintes membros:

Prof.^a Dr.^a Bruna Barboza Seron
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Dr. Thiago Fernando Lourenço
Comitê Paralímpico Brasileiro

Certificamos que esta é a **versão original e final** do trabalho de conclusão que foi julgado adequado para obtenção do título de mestre em Biodinâmica do Desempenho Humano.

Prof.^a Dr.^a Kelly Samara da Silva
Coordenadora do Programa

Prof. Dr. Ricardo Dantas de Lucas
Orientador

Prof.^a Dr.^a Gabriela Fischer
Coorientadora

Florianópolis, 2020

Este trabalho é dedicado aos meus pais e irmã, paratletas e treinadores.

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais que sempre prezaram pela minha educação, dando suporte para sempre aprender nas melhores condições possíveis. Também por viver em um ambiente de muito amor ao longo de toda minha vida, ambiente esse onde o amor esteve acima de tudo. Ao meu pai que fez eu compreender o verdadeiro significado da fé e a minha mãe que evolui a cada dia para ser uma pessoa melhor, mesmo diante de todos obstáculos que possa encontrar.

A minha irmã, pelos anos de convívio sendo essencial para minha evolução como pessoa; com coragem fez eu enxergar as minhas fraquezas e aceitar críticas. Também por ser o presente mais especial que eu poderia receber dos meus pais.

Aos amigos. Amigos de Tubarão, pela nossa amizade duradoura de anos e por poder me recordar de momentos únicos da minha infância e adolescência; além disso saber que posso contar com vocês a qualquer momento. Aos amigos do atletismo, onde iniciei minha jornada no esporte e pude contar com o apoio de todos em períodos difíceis desde a graduação.

A Mônica, por ser companheira. Saber que tem alguém para todos os momentos, mesmo eles sendo conturbados. Gratidão pelos logos momentos de reflexão, conversas, corridas e companheirismo.

Aos colegas do LAEF, sem o apoio de todos essa pesquisa não seria possível. Saber que ao olhar para o lado tenho amigos na mesma luta e mutuamente podemos nos apoiar ao longo dessa jornada, não só na vida acadêmica.

Aos lugares onde pude trabalhar como treinador, sem a prática nada faria sentido. Especialmente a Aflodef onde fiz o atletismo paralímpico acontecer na minha vida, foram anos intensos de conquistas e lutas, além de conhecer amigos na mesma luta pelo esporte paralímpico.

Aos atletas e paratletas, que depositaram em mim a confiança como treinador. São incontáveis vitórias, medalhas, títulos... São vocês que dão sentido para meus estudos.

Aos treinadores, que tive ao longo da vida e pude conhecer na vida como treinador. Levo um pouco de cada um de vocês nos meus estudos e treinos.

Aos atletas de Handcycling, por participarem da pesquisa. Foi um prazer conhecer atletas do Brasil todo, a participação e determinação de vocês em busca do melhor é inspiradora. Hoje com muito orgulho também posso dizer que sou treinador de handcycling.

Aos professores, que foram fundamentais para todo esse processo. Professor Juliano, pelo incentivo de começar o mestrado. Ao meu professor de inglês Gregory, por todo

aprendizado mesmo a distância e por sempre me motivar. Ao professor Gary por todas contribuições desde a coleta até a escrita dos artigos, também pela amizade que construímos. As professoras Gabriela e Bruna, por todo suporte e aprendizado para estudar o esporte paralímpico da melhor forma possível, sendo assim sempre serão minhas referências. Ao professor Ricardo, por me orientar ao longo do mestrado, por todo aprendizado não só na vida acadêmica, mas na minha prática como treinador, além disso fez eu me reencontrar com as corridas.

Aos ídolos que escolhi no esporte, na música, na filosofia, na academia... Fonte de inspiração inesgotável.

Aos profissionais que foram responsáveis pela melhora da minha saúde mental, psicóloga Carla e o psiquiatra Gilberto. Graças as vocês, estou aqui obtendo e buscando o que seria inimaginável.

A todos amigos e familiares que já se foram, hoje vocês fazem parte de mim da mesma forma que espero fazer parte de mais vidas dando o melhor de mim.

Ao universo, destino, Deus. Que proporcionou a oportunidade de conhecer todas essas pessoas que fazem parte de mim. Que proporciona oportunidades e desafios, fazendo eu entender que o sentido está nas vicissitudes da vida.

“Don’t demand that things happen as you wish, but wish that they happen as they do happen, and you will go on well”. (EPICTETUS)

RESUMO

Nos últimos anos, o *handcycling* vem se consolidando como uma modalidade excelente para melhora da aptidão física e como modalidade paradesportiva para pessoas com lesão medular (LM). A avaliação aeróbia e o entendimento das demandas fisiológicas nos esportes paralímpicos são essenciais para cientistas, treinadores e atletas, principalmente em esportes de *endurance*. Além disso, ela é imprescindível para prescrição dos exercícios com membro superior, podendo assim fornecer o que é possível alcançar em termos de capacidade aeróbia. A caracterização da relação velocidade-tempo limite, conhecida como modelo de velocidade crítica (VC) carece de mais investigações nessa modalidade; atletas com LM tem características específicas em relação as respostas fisiológicas e perceptuais durante o exercício de *endurance*. Dessa forma, o objetivo do presente estudo foi caracterizar a relação velocidade-tempo no *handcycling*, bem como analisar as respostas fisiológicas e perceptuais durante o exercício na VC em sujeitos com LM. Além disso, analisar a associação da VC com métodos tradicionalmente utilizados (2º limiar ventilatório – LV2 e ponto de deflexão da frequência cardíaca - PDFC) para determinação dos limiares fisiológicos. Oito atletas de *handcycling* com LM sendo duas mulheres e seis homens ($34 \pm 4,6$ anos; $69,6 \pm 9,4$ kg; $173 \pm 8,2$ cm; 4 tetraplégicos e 4 paraplégicos) participaram do estudo. Os participantes realizaram em esteira rolante, I) um teste incremental; II) três testes até a exaustão para determinação da VC; III) uma sessão de exercício intervalado na VC. A VC foi calculada e comparada a partir de três modelos matemáticos, sendo dois lineares e um hiperbólico. O exercício intervalado na VC foi realizado com 5 minutos de exercício e pausas de 50 segundos, sendo proposto ao atleta completar 6 repetições (total 30 minutos de exercício) ou até atingir a exaustão. A partir desta sessão, foi identificada a carga de treinamento através da percepção subjetiva de esforço (PSE) pós sessão e pela FC média. Desta forma, o impulso de treino da sessão (TRIMP), foi comparado pelo método baseado na PSE (TRIMP_{PSE}) e outro baseado na frequência cardíaca (TRIMP_{FC}). Os parâmetros de VC e D' não apresentaram diferenças ($p > 0,05$) entre os três modelos de determinação (Linear relação entre distância-tempo: Lin - DT; linear relação entre velocidade-1/tempo: Lin - V; Hiperbólico: relação entre velocidade-tempo). Foi encontrado um excelente ajuste em todos os modelos Lin – DT ($r^2 = 0,99$), Lin – V ($r^2 = 0,94$) e Hiperbólico ($r^2 = 0,97$); e também um baixo erro padrão de estimativa para os modelos Lin – DT ($1,79 \pm 0,45\%$), Lin – V ($3,1 \pm 1,89\%$) e Hiperbólico ($1,79 \pm 0,45\%$). O LV2, PDFC e a VC foram identificadas na mesma zona de intensidade (70,8-74,1% do VO_{2pico}), e os três métodos apresentaram boa correlação entre as variáveis de velocidade, consumo de oxigênio (VO_2) e frequência cardíaca (FC). Durante o exercício intervalado na VC, a resposta do VO_2 e as concentrações de lactato [Lac] permaneceram estáveis ao longo das repetições. Adicionalmente, a FC após 10 minutos de exercício também permaneceu estável ao longo do exercício intervalado na VC. De outra forma a PSE foi aumentando ao longo do exercício. A carga de treino através dos dois métodos foram de 127 ± 20 UA (TRIMP_{FC}) e 197 ± 33 UA (TRIMP_{PSE}), sendo diferentes entre si e os dois métodos apresentaram uma baixa correlação ($r = -0,12$). Por tanto, estes resultados demonstram que o modelo de VC apresenta uma boa aplicabilidade em atletas com LM na modalidade de *handcycling*. O modelo de VC se apresenta potencialmente como uma ferramenta para delimitação dos domínios de intensidade pesado e severo, assim como para a determinação mais precisa de intensidades durante o treinamento intervalado. A partir das respostas fisiológicas e perceptuais durante o exercício na VC, quando se busca um treinamento intervalado com o estado estável das [Lac] e do VO_2 em intensidades submáximas, o modelo

utilizado de (5min:50seg) se apresenta como uma interessante alternativa. Deve-se ter cautela com a utilização da FC tanto para regular a intensidade do exercício como para o monitoramento da carga de treino. Por outro lado, a PSE ainda se apresenta como uma alternativa para regular a intensidade do exercício e monitoramento de carga nessa população. Em conclusão, o modelo de VC parece ser uma boa alternativa para determinação das intensidades do treinamento em atletas de *handcycling* com LM, apresentando boa associação com os métodos tradicionais (LV2 e PDFC) para determinação dos limiares fisiológicos e quando realizado o exercício intervalado na VC é provável estar associado com o estado estável de lactato nesses atletas. Mais estudos são necessários para investigar as respostas na VC ou usando o modelo da VC em exercícios com membros superiores e em indivíduos com LM, também é preciso compreender a tolerância em exercícios de resistência na intensidade da VC.

Palavras-chave: Velocidade crítica. Handcycling. Lesão medular. Respostas Fisiológicas.

ABSTRACT

In the last years, handcycling has been consolidating as an excellent modality to improve physical fitness and as paralympic modality for people with spinal cord injury (SCI). The aerobic evaluation and the comprehension of physiological demands in paralympic sports are essentials for scientists, trainers, and athletes, chiefly in endurance sports. Moreover, is indispensable for prescriptions of upper arms exercises, thus being able to provide what is possible to reach in terms of aerobic capacity. The relationship between speed-time, known as the critical velocity (CV) model until the moment not yet has been investigated in this modality; athletes with SCI had specific characteristics regarding physiological and perceptual responses during exercise. Thus, this study aimed to investigate physiological and perceptual responses during exercise at CV in subjects with SCI. Furthermore, analyzing the applicability of the CV model and association with traditional methods (2nd ventilatory thresholds - VT2 and heart rate deflection point - HRDP) to the determination of the physiological thresholds. Eight handcycling athletes with SCI being two women and six men (34 ± 4.6 years; 69.6 ± 9.4 kg; 173 ± 8.2 cm; 4 tetraplegic e 4 paraplegic) participated in this study. All participants performed an incremental test, three tests until exhaustion to the determination of CV and an interval exercise at CV. CV was calculated and compared from three mathematical models, being two linear and one hyperbolic. Interval exercise at CV was performed with 5 minutes of exercise and rest of 50 seconds, being proposed to the athletes to conclude 6 bouts (total of 30 minutes) or until reach exhaustion. From this session, was identified the training load throughout of rate perceived exertion (RPE) pos session and by average HR. In this way, the training impulse of session (TRIMP), was compared by method based only on RPE ($TRIMP_{RPE}$) and another based in the heart rate ($TRIMP_{HR}$). Parameters of CV and D' not showed differences ($p > 0,05$) among the three models of determination (two linear - Lin - TD and Lin - V; and hyperbolic). Was found an excellent fit in all models Lin - TD ($r^2 = 0.99$), Lin - V ($r^2 = 0.94$) and hyperbolic ($r^2 = 0.97$); also a small standard error (SE) Lin - TD ($1.79 \pm 0.45\%$), Lin - V ($3.1 \pm 1.89\%$) and Hyperbolic ($1.79 \pm 0.45\%$). VT2, HRDP, and VC was identified at the same metabolic zone (70.8-74,1% of VO_{2peak}), the three methods presented good correlations among the variables of velocity, oxygen uptake (VO_2) and heart rate (HR). During interval exercise at CV the variables of VO_2 and the blood lactate concentrations [Lac] remained stable over the bouts. Additionally, HR after 10 minutes of exercise also remained stable over interval exercise at CV. Otherwise, RPE was increasing over the exercise. Load monitoring control through two methods was $TRIMP_{HR}$ 127 ± 20 UA and $TRIMP_{RPE}$ 197 ± 33 UA, being different each other, and the two methods present a weak correlation ($r = -0,12$). Therefore, these results demonstrate that CV model shows good applicability in handcycling athletes with SCI. CV model potentially is presented as a tool to the determination of intensity domains, as well as to prescription more precisely of intensities during interval training. From these physiological and perceptual responses during exercise at CV, when as seek an interval training with steady blood lactate and VO_2 in submaximal intensities, the model used of (5min:50sec) is presented as an interesting alternative. Must have been cautious with the utilization of HR for both regulate the intensity of exercise and training load monitoring. On the other hand, the RPE still is presented as an alternative to regulating the intensity of exercise and load monitoring in this population. In conclusion, CV model seems to be a good alternative for the determination of training intensities in handcycling athletes with SCI, presenting a good association with traditional methods (LV2 and PDFC) to determination of physiological thresholds e when performed the interval exercise at CV probably can be

associated with steady lactate state in this athletes. More studies are necessary to investigate responses at CV or using the CV model in exercises with upper limbs and in individuals with SCI, also is a need to understand the tolerance in endurance exercises at the intensity of CV.

Keywords: Critical Speed. Handcycling. Spinal cord injury. Physiological responses.

LISTA DE FIGURAS

- Figure 1 - Ajuste para cada modelo para um sujeito representativo. (1) modelo Lin - DT, (2) modelo Lin - V e (3) modelo Hiperbólico. VC -Velocidade crítica - VC, D' - capacidade de intensidade finita acima da VC31
- Figura 2 - Bias (linha contínua) e os limites de concordância de 95% (linhas descontínuas) entre as duas variáveis usando a análise de Bland e Altman (1986) para as medidas de velocidade entre LV2 - PDFC (Painel A) LV2 – VC (Painel B) e PDFC – VC (Painel C) 35
- Figura 3 - Valores individuais para todos os sujeitos (linhas vermelha = sujeitos com tetraplegia e linhas azuis = sujeitos com paraplegia) e a média (linha tracejada) da percepção subjetiva de esforço (A) concentração de lactato (B); % do consumo de oxigênio em relação ao VO_{2pico} (C) e % da frequência cardíaca em relação a $FC_{máx}$ (D) durante o exercício intervalado na VC. Letras \neq denotam diferenças significativas entre as repetições. ($p < 0.05$).37

LISTA DE TABELAS

- Tabela 1- Características dos sujeitos e variáveis fisiológicas máximas obtidas durante teste incremental máximo.....33
- Tabela 2 - Parâmetros estimados de Velocidade Crítica (VC) e D' a partir das três modelagens matemáticas34
- Tabela 3 - Limiares fisiológicos expressados em valores absolutos e relativos de Velocidade, VO₂ e FC34
- Tabela 4 - Correlação de Pearson expressada em valores absolutos e relativos para velocidade, VO₂ e FC; entre PCR, PDFC e VC.35
- Tabela 5 - Respostas Fisiológicas e Perceptuais durante exercício intervalado na VC 36

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

VO₂ Consumo de oxigênio

VC Velocidade crítica

PC Potência crítica

LM Lesão medular

LL Limiar de lactato

MFEL Máxima fase estável de lactato

VO_{2máx} Máximo consumo de oxigênio

CTA Capacidade de trabalho anaeróbio

LVs Limiares ventilatórios

FTP *Functional threshold power*

PDFC Ponto de deflexão da frequência cardíaca

FC Frequência cardíaca

FC_{máx} Frequência cardíaca máxima

[Lac] Concentração de lactato Sanguíneo

[Lac]_{pico} Maior Concentração de lactato Sanguíneo

PV Pico de velocidade

LV1 1º Limiar ventilatório

LV2 2º Limiar ventilatório

EP Erro padrão

UA Unidades arbitrárias

MFEL_{int} Máxima fase estável de lactato intermitente

CV_{drift} *Drift* cardiovascular

TRIMP Impulsos de treinamento

TRIMP_{PSE} Impulsos de treinamento baseado somente na percepção subjetiva de esforço

TRIMP_{FC} Impulsos de treinamento baseado na frequência cardíaca

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
1.1	O Problema e sua importância.....	15
1.2	OBJETIVOS	17
1.2.1	Objetivos geral	18
1.2.2	Objetivos específicos	18
1.3	JUSTIFICATIVA	18
2	REFERENCIAL TEÓRICO	19
2.1	<i>HANDCYCLING</i>	19
2.1.1	Histórico do <i>handcycling</i>	19
2.1.2	As modalidades	20
2.2	DOMÍNIOS DE INTENSIDADE DO EXERCÍCIO	21
2.3	VELOCIDADE/POTÊNCIA CRÍTICA	22
2.4	AVALIAÇÃO AERÓBIA EM EXERCÍCIOS COM MEMBRO SUPERIOR....	25
2.4.1	Avaliação aeróbia.....	25
2.4.2	Determinação dos limiares fisiológicos	26
3	Método	27
3.1	CARACTERIZAÇÃO DO ESTUDO	27
3.2	PARTICIPANTES DO ESTUDO	27
3.3	COLETA DE DADOS	28
3.4	PROCEDIMENTOS PARA COLETA DE DADOS	28
3.5	INSTRUMENTOS, PROTOCOLOS e ANÁLISE DE DADOS	29
3.5.1	Dados antropométricos e anamnese.....	29
3.5.2	Teste incremental.....	29
3.5.2.1	<i>Determinação dos limiares ventilatórios (LVs).....</i>	30
3.5.2.2	<i>Determinação do PDFC</i>	30

3.6	Determinação da velocidade crítica.....	30
3.7	Respostas fisiológicas e perceptuais na velocidade crítica.....	32
3.8	Análise estatística	32
4	RESULTADOS	33
5	DISCUSSÃO	37
6	CONCLUSÃO.....	45
	REFERÊNCIAS.....	46
	APÊNDICE	58
	ANEXO – Anamnese	63

1 INTRODUÇÃO

1.1 O PROBLEMA E SUA IMPORTÂNCIA

A *handbike* sempre se mostrou como um meio eficiente de locomoção para pessoas com deficiência, alternativo à cadeira de rodas. Por volta dos anos de 1900, na metade do século XX, ainda muito pesado e grande com um sistema de manivelas assíncrono, o *handcycling* foi utilizado ao longo dos anos da Europa como um modo de locomoção para pessoas com deficiência (Woude, van der *et al.*, 2001; Zipfel *et al.*, 2009). Com a evolução da tecnologia em meados dos anos de 1980 se desenvolveram *handbikes* mais leves, ergonômicas e resistentes, motivando e popularizando seu uso para atividades físicas diárias e para o uso esportivo. Essa inovação de maneira geral aconteceu nos últimos anos principalmente com uso de materiais mais leves e com a reintrodução de um sistema síncrono de propulsão (Dallmeijer, Ottjes, *et al.*, 2004; Woude, Van Der *et al.*, 2000; Woude, van der, Groot, de e Janssen, 2006). A partir de então, o *handcycling* começou a ganhar destaque nos eventos esportivos e paradesportivos.

O *handcycling* começou a se consolidar no ambiente esportivo quando foi adicionado como uma modalidade do Paraciclismo no Campeonato Mundial em 1998 e com sua aparição pela primeira vez nas Paralímpiadas de Atenas na Grécia em 2004 (Hettinga *et al.*, 2010). Também faz parte do Paratriatlo que teve sua estreia como modalidade paralímpica nas Paralímpiadas do Rio de Janeiro em 2016, desde então a modalidade vem chamando a atenção de praticantes, atletas e pesquisadores (Mujika, Orbañanos e Salazar, 2015; Stephenson *et al.*, 2019; Vodlozerov, 2017). Com a evolução dos esportes e imparidades de deficiências, é preciso avaliações mais precisas para monitoramento do desempenho dos atletas e prescrição dos treinamentos.

Para avaliação de atletas o ideal é que o teste seja realizado mais próximo possível da realidade do esporte, atendendo o princípio da especificidade. Quando a propulsão é feita com os membros superiores, devido aos custos, limitações dos equipamentos e dificuldade de interpretar os dados se torna difícil essa avaliação. Comumente, para avaliação desses atletas paralímpicos, são utilizados ergômetros de braço. Mesmo não atendendo a especificidade do *handcycling*, estes ergômetros podem ser uma alternativa para avaliação aeróbia (Eerden, Dekker e Hettinga, 2018; Vanlandewijck e Thompson, 2011; Fischer *et al.*, 2014). Também outra alternativa para atletas que utilizam os membros superiores para locomoção são os testes de campo, porém as respostas fisiológicas são influenciadas por fatores externos e não atingem valores máximo quando comparados aos testes laboratoriais (Bernardi *et al.*, 2010; Poulain *et*

al., 1999). No *handcycling* um bom nível de aptidão aeróbia é primordial para se obter um melhor desempenho. Estudos reportam que melhores respostas fisiológicas se correlacionam com o desempenho em provas de endurance, sendo que esses índices aeróbios máximos e submáximos (VO_{2PICO} , potência pico limiares ventilatórios e custo metabólico) são determinantes para o resultado final em provas de contra-relógio que se caracterizam por ter alta intensidade e também diferenciam atletas altamente treinados quando comparados aos destreinados (Fischer, Figueiredo e Ardigò, 2015; Lovell *et al.*, 2012). Por isso, a avaliação funcional aeróbia com maior precisão nesses atletas, é a maneira mais indicada para saber a efetividade do treinamento, fazer a prescrição de um treinamento mais individualizado, prever o desempenho e identificar os índices relacionados ao desempenho (Janssen *et al.*, 2002; Quittmann *et al.*, 2018; Woude, van der *et al.*, 2001). Dentre os índices submáximos para avaliar a capacidade funcional aeróbia de atletas podemos citar a velocidade crítica (VC) ou potência crítica (PC).

A VC além de avaliar a capacidade funcional aeróbia de atletas, permite que treinadores e atletas ajustem os treinamentos intervalados e contínuos de acordo com a demanda a ser treinada (Craig *et al.*, 2019; Turnes, Aguiar, de, Cruz, *et al.*, 2016). Nos últimos anos a VC tem sido investigada e questionada sobre o seu uso para diferentes tipos de população e esportes (Brickley, Doust e Williams, 2002; de Lucas *et al.*, 2012; Penteadó *et al.*, 2014; Piucco e Lucas, de, 2019; Vanhatalo, Jones e Burnley, 2011). A aplicabilidade da VC na corrida foi pouco investigada em esportes de cadeiras, indivíduos com lesão medular (LM) e exercícios com membro superior (Arabi *et al.*, 1999; Calis e Denadai, 2000; Capodaglio e Bazzini, 1996).

Além da VC, o ponto de deflexão da frequência cardíaca (PDFC) tem se apresentado com um método alternativo para determinação das zonas de intensidade sem ser invasivo e de fácil aplicabilidade (Bodner e Rhodes, 2000). No entanto, em sujeitos com LM esse método deve ser utilizado com cautela, tendendo a uma superestimação do estado estável de lactato (Schmid *et al.*, 1998). Tradicionalmente o método mais utilizado em diferentes grupos de indivíduos para determinação das zonas de intensidade do treinamento são os limiares ventilatórios (LVs) (Meyer *et al.*, 2005a), para indivíduos ativos e atletas com LM não é diferente. Os LVs são considerados uma alternativa viável e promissora para indivíduos com LM, porém apresentam algumas limitações, especialmente para os indivíduos com tetraplegia. Fazendo assim que outros métodos sejam investigados e considerados na prescrição do treinamento nessa população (Au *et al.*, 2018; Kouwijzer *et al.*, 2019)

A prescrição do treinamento para esse público ainda é baseada em informações subjetivas, devido à dificuldade de se fazer testes laboratoriais ou obter parâmetros máximos de performance. Apesar da subjetividade, a percepção subjetiva de esforço (PSE) apresenta um potencial considerável para prescrição de exercícios em indivíduos com LM (Goosey-Tolfrey *et al.*, 2010). Adicionalmente, a PSE é bastante utilizada para quantificação da carga interna do treinamento durante uma sessão ou período de treino, pela PSE e pelos impulsos de treinamentos (TRIMP) (Nakamura, Moreira e Aoki, 2010). Apresentando métodos baseados apenas na PSE (TRIMP_{PSE}) (Foster *et al.*, 2001) e outros métodos baseados na FC (TRIMP_{FC}) (Banister *et al.*, 1975; Lucía *et al.*, 2003., Edwards., 1993). Sendo que em atletas de Handcycling esses dois métodos já foram avaliados, apresentando uma boa correlação entre eles e a carga externa (Groot *et al.*, 2018).

As respostas fisiológicas em exercícios na VC em pessoas com deficiências e esportes paralímpicos são pouco conhecidas, além disso não se sabe qual a aplicabilidade deste modelo no *handcycling*, modalidade estudada no presente estudo. Além disso, as características ímpares da LM acabam levando a respostas fisiológicas diferentes entre esses indivíduos como redução ou prejuízo severo da função sensorial, motora e reflexa abaixo da lesão, “Choque medular”. (Ditunno *et al.*, 2004) Portanto, pessoas com LM apresentam fatores limitantes para o exercício tais como: redução da capacidade transpiratória abaixo da lesão, disfunções cardiovasculares e respiratórias (Horiuchi e Fukuoka, 2019; Krassioukov, 2009; West, Bellantoni e Krassioukov, 2013) e “Choque neurogênico” apresentando bradicardia constante e hipotensão (Krassioukov *et al.*, 2007). Fatores como o nível da LM, extensão da lesão (completa ou incompleta), grupos musculares que são ativados pelos indivíduos durante o exercício e a redução do volume sistólico e área visceral, explicam diferentes respostas fisiológicas para esses atletas. (Barfield *et al.*, 2005; Fischer e Ardigo, 2013; West, Wong e Krassioukov, 2014a; Woude, van der *et al.*, 2013). Logo, com o uso de uma esteira rolante apropriada que permite o uso da handbike individual desses atletas podemos avaliar de forma mais específica os praticantes de *handcycling*.

Diante disso foi formulado o seguinte problema de pesquisa:

“Qual o comportamento de algumas variáveis fisiológicas e perceptuais em atletas de *handcycling* com lesão medular quando se exercitam na velocidade crítica?”

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivos geral

Avaliar as respostas fisiológicas e perceptuais em atletas de *handcycling* em exercício realizado na velocidade crítica em esteira rolante

1.2.2 Objetivos específicos

-Verificar a aplicabilidade do conceito de VC em atletas de *handcycling*;

-Caracterizar as respostas fisiológicas máximas (lactato sanguíneo, frequência cardíaca e VO_2) e submáximas (Limiares ventilatórios, Ponto de deflexão da frequência cardíaca -PDFC e VC) em atletas de *handcycling*;

-Equiparar os diferentes ajustes (lineares e hiperbólicos) para a modelagem da VC e D' em atletas de *handcycling*

-Comparar a concordância entre diferentes métodos de determinação dos limiares fisiológicos (PDFC e 2º Limiar ventilatório – LV_2) com a VC em atletas de *handcycling*;

-Comparar o impulso de treinamento proveniente do exercício na VC a partir da PSE pós sessão e da FC média ($TRIMP_{FC}$ e o $TRIMP_{PSE}$)

1.3 JUSTIFICATIVA

Convencionalmente o controle das intensidades de treinamentos é feito por variáveis derivadas de percentuais de desempenho (carga externa) ou marcadores fisiológicos (carga interna). Nos esportes paralímpico ainda é muito utilizado o controle de intensidades do treinamento de forma subjetiva (Goosey-Tolfrey *et al.*, 2010b; Groot *et al.*, 2018). Devido à dificuldade de fazer avaliações e da confiabilidade dos testes de campo, que muitas vezes não determinam bem os marcadores fisiológicos.

Um modelo bem aceito para prescrição e determinação de intensidades é a VC ou PC, por ser um marcador de intensidade entre o domínio pesado e o severo em relação ao consumo de oxigênio (Burnley e Jones, 2007; Hill, Poole e Smith, 2002), também por ser reconhecida

como um importante limiar de fadiga na fisiologia do exercício (Poole *et al.*, 2016). Junto a isso sua aplicabilidade vem sendo estudada em diversas modalidades como ciclismo, corrida e natação (Brickley, Doust e Williams, 2002; de Lucas, *et al.*, 2012; Penteado *et al.*, 2014; Takahashi *et al.*, 2009). Porém existem pouco estudos que aplicaram o modelo da VC ou PC em esportes paralímpicos nos quais a propulsão é realizada com membros superiores (Arabi *et al.*, 1999; Capodaglio e Bazzini, 1996).

Com crescimento do *handcycling* e do paratriatlo nos últimos anos, aumentou significativamente o número de adeptos tanto no meio esportivo como na reabilitação e no lazer de pessoas com deficiências. Podemos conhecer as demandas específicas da modalidade e entender o quanto a deficiência influencia nos resultados desses parâmetros. É preciso de suporte teórico, visto que pesquisadores precisam melhorar a compreensão de treinadores e atletas paralímpicos proporcionando um treinamento com segurança, conhecer as adaptações fisiológicas que acontecem, caracterizar de forma mais específica diversos grupos de acordo com a deficiência e a modalidade.

Portanto, esse projeto visou fornecer a profissionais da saúde, treinadores, paratletas a caracterização dos praticantes de *handcycling*, além de avaliar as respostas fisiológicas em uma sessão de treinamento na VC.

2 REFERENCIAL TEÓRICO

2.1 HANDCYCLING

2.1.1 Histórico do *handcycling*

O primeiro modelo de *handbike* que se tem registrado é do ano de 1655, construída de madeira, com um sistema de manivela para propulsão e com três rodas, feita por um relojoeiro com paraplegia que tinha o nome de Stephen Faler. Mas realmente a utilização da *handbike* para locomoção de pessoas com deficiências aconteceu em meados de 1900, no continente Europeu (Hettinga *et al.*, 2010). Desde então a *handbike* passou por uma constante evolução ficando cada vez mais leve, ergonômica, com mudanças no sistema de propulsão (assíncrono para síncrono) e eficiente. Já nos anos 80 foram desenvolvidos os primeiros modelos de *handbike* para recreação e esporte.

Nas últimas décadas o *handbike* se popularizou no ambiente esportivo após suas primeiras aparições em mundiais e paralímpiadas. Além de cada vez mais ser praticada para o lazer de pessoas com deficiência, na prevenção de doenças e na reabilitação (Abel *et al.*, 2010; Haisma *et al.*, 2006; Valent *et al.*, 2008, 2010; Woude, van der, Groot, de e Janssen, 2006). Com isso as construções da *handbike* tiveram uma melhora significativa no conforto e na eficiência mecânica, considerando diversos ajustes para usuários com características diferentes (Zipfel *et al.*, 2009). Um dos principais ajustes da *handbike* nos últimos anos e bem investigado na literatura foi o modelo de propulsão síncrono versus assíncrono.

As primeiras *handbikes* desenvolvidas tinham um modelo assíncrono de propulsão, similar com a bicicleta. Porém após diversas investigações o modelo síncrono se mostrou mais eficiente, com uma maior economia de movimento para atletas acostumados com o *handbike*, esse fato pode ser devido a uma maior estabilização do tronco e um menor esforço (Abel *et al.*, 2003; Dallmeijer, Ottjes, *et al.*, 2004; Woude, Van Der *et al.*, 2000). O *handbike* também se apresenta como um excelente método alternativo para locomoção quando comparado a cadeira de rodas. Permitindo que os praticantes alcancem intensidades, velocidades mais altas e consigam percorrer maiores distâncias. Isso tudo com menos esforço e com um sobrecarga menor nas articulações dos ombros. Principalmente em pessoas com baixas capacidades físicas como indivíduos com tetraplegia e idosos (Arnet *et al.*, 2012; Dallmeijer, Zentgraaff, *et al.*, 2004; Valent *et al.*, 2009; Woude, van der *et al.*, 2001, 2013).

2.1.2 As modalidades

Os dois paradesportos mais conhecidos e que necessitam da utilização da *handbike* são o paraciclismo e o paratriatlo, ambos esportes têm seu sistema de classificação e suas peculiaridades. A União Internacional de Ciclismo (UCI) é responsável pelas regras e classificação funcional do Paraciclismo, determinando a elegibilidade do atleta e o grupo que ele irá competir, incluindo o *handcycling*. Existem 5 classes funcionais no *handcycling* (H1 à H5). Nas classes de H1-H4 os atletas utilizam *handbikes* reclinadas adotando uma postura deitada e na H5 os atletas utilizam *handbikes* na postura ajoelhada. As classes contemplam diversos comprometimentos e níveis como: lesão medulares, ataxia, atetose, distonia, espasticidade, amputação, perdas incompletas dos membros inferiores (que impeçam o uso do triciclo) (Union Cycliste Internationale, 2019). As modalidades de paraciclismo que

contemplam a *handcycling* são as corrida em estrada (distâncias entre 27.2-68km) e de contra-relógio na estrada (distâncias entre 13.6-27.2km), não se tem provas de pistas. Depois da natação e do atletismo é a modalidade paradesportiva que mais tem medalhas em disputas.

Outra modalidade que utiliza o *handbike* é o paratriatlo, a modalidade se caracteriza pela junção das modalidades de natação, ciclismo e corrida. A União Internacional de Triatlo UIT é responsável pelas regras e classificações, dividindo as classes e equipamentos a serem utilizados (cadeira de corrida, *handbike*, bicicleta, triciclo e tandem) de acordo com as especificidades de cada deficiência (PTWC – Atletas cadeirantes, PTS – Atletas com deficiências físico motoras e paralisia cerebral, e PTVI – Atletas com deficiência visual), existe apenas uma classe que utiliza o *handcycling*, A PTWC. Dentro dessa classe existem duas subclasses PTWC1 (deficiências mais severas) e PTWC2(Deficiências menos severas), para se enquadrar nessa classe os atletas precisam ter, no máximo 640 pontos na avaliação de classificação da UIT. As distâncias disputadas em parálmpiadadas são 750m de natação, 20km de ciclismo e 5km de corrida (ITU, 2017).

2.2 DOMÍNIOS DE INTENSIDADE DO EXERCÍCIO

A compreensão sobre os critérios que definem as intensidades de exercício tem sido amplamente discutida na literatura. No âmbito acadêmico, tem se classificado as intensidades de exercício em 3 ou 4 zonas (domínios), utilizando-se como critério de demarcação dos seus limites, índices fisiológicos e as respostas decorrente deste.

A interação da cinética do VO_2 com os parâmetros “tradicionalis” da função fisiológica, contribuem para compreensão dos determinantes fisiológicos do desempenho humano. A cinética é quem determina a taxa instantânea de transferência de energia aeróbia e anaeróbia, quantidade de substrato utilizada e a duração tolerável do exercício (Burnley, M e Jones, 2007). Para suprir o exercício em diferentes intensidade é necessário demandas diferentes de VO_2 , para isso são apresentados comportamentos distintos em três domínios de intensidade do exercício (Turnes, Aguiar, de, Cruz, *et al.*, 2016). Logo as intensidades do exercício foram divididas em três domínios: moderado, pesado e severo (Gaesser e Polle, 1996; Hill, Poole e Smith, 2002) e adicionalmente um quarto domínio foi proposto, denominado extremo (Burnley, M e Jones, 2007; Hill, Poole e Smith, 2002).

Seguindo essas classificações de domínios de intensidade do exercício, o domínio moderado ocorre abaixo do limiar de lactato (LL), elevando rapidamente o VO_2 de maneira

exponencial. O domínio pesado começa ocorrer quando as concentrações de lactato sanguíneo se elevam em relação aos níveis de repouso (acima do LL), se estendendo até a intensidade da máxima fase estável de lactato (MFEL) ou PC, elevando o VO_2 bi exponencialmente e acontecendo o surgimento de um segundo componente (componente lento), atrasando o atingimento do novo estado estável. Já o domínio pesado severo ocorre acima da PC ou MFEL, porém em intensidade abaixo do $VO_{2máx}$, igual ao domínio pesado eleva-se bi exponencialmente, a diferença é que esse segundo componente direciona o VO_2 para seu valor máximo. Já em intensidades correspondentes ou acima ao $VO_{2máx}$, a cinética de consumo de O_2 volta a apresentar um único componente, que se eleva exponencialmente até seus valores máximos (Burnley, M e Jones, 2007; Denadai e Caputo, 2003; Turnes, Aguiar, de, Cruz, *et al.*, 2016). Diversos fatores (intensidade e tipo de exercício, estado de treinamento, idade e patologias) podem influenciar a cinética de VO_2 , porém pouco se sabe sobre o comportamento da cinética em atletas paralímpicos que apresentam diversos comprometimentos.

A comparar a cinética do VO_2 em indivíduos treinados com lesão medular, com cinética de sujeitos não treinados sem deficiência Fukuoka *et al.*, (2002) encontrou uma cinética acelerada de VO_2 em sujeitos com lesão medular que seria atribuída a fatores periféricos (musculares), incluindo uma menor produção de lactato. Além disso o mesmo autor observou que a aceleração da cinética de VO_2 em sujeitos com lesão medular foi observada de forma rápida (1-2 semanas) após um programa de treinamento em cadeira de rodas em um centro de reabilitação (Fukuoka *et al.*, 2006). Portanto, é preciso compreender melhor as especificidades dos esportes paralímpicos e de diversos tipos de deficiência, para definir de forma mais precisa os domínios de intensidade do exercício e as respostas da cinética de VO_2 de esportes e atletas paralímpicos. A PC é conhecida como uma intensidade que demarca os domínios pesado e severo (Burnley, M e Jones, 2007; Hill, Poole e Smith, 2002), além de ter uma fácil aplicação. Mesmo sendo reconhecida como um limite entre os domínios pesado e severo, ainda é escassa a investigação de sua aplicabilidade em atletas da *handcycling* e até mesmo em atletas paralímpicos.

2.3 VELOCIDADE/POTÊNCIA CRÍTICA

A relação hiperbólica entre intensidade do exercício, e o tempo de tolerância (exaustão) usando diferentes grupos musculares isolados foi primeiramente reportada por

Monod e Scherrer, (1965). Subsequente, o conceito de PC foi estendido para exercícios com o corpo todo em um ciclo ergômetro (Moritani *et al.*, 1981). O conceito de PC é basicamente uma relação entre intensidade (potência ou velocidade) e tempo de exaustão; para descrever e estimar os valores dos parâmetros da PC e capacidade de trabalho anaeróbio (CTA), os sujeitos realizam uma série de exercícios até a exaustão ou intensidade máxima (Hill, 1993). A PC foi teoricamente descrita por diversos pesquisadores como um demarcador exclusivamente do exercício aeróbio e como uma intensidade do exercício que pode ser mantida “por um longo período de tempo sem fadiga”, junto a esta definição encontrou-se que exercícios realizados acima da PC conseqüentemente leva a fadiga, perda de força e eventualmente o atingimento do $VO_{2máx}$ (BASSETT, 2000; Monod e Scherrer, 1965; Poole *et al.*, 1988). Também em estudos com ciclistas a PC não mostrou representar uma fase estável de intensidade sustentável sendo definida como “A maior intensidade não estável que pode ser mantida por um período acima de 20 minutos, mas geralmente não maior que 40 minutos” (Brickley, Doust e Williams, 2002; Grossl *et al.*, 2012). A CTA costuma ser definida como a intensidade de exercício que se realiza acima da PC. Originalmente, se acreditava que a CTA era compreendida como um armazenamento de energia finita intramuscular proveniente da hidrólise da fosfocreatina, glicólise anaeróbia, e uma pequena contribuição aeróbia de O_2 armazenado (Hill, 1993; Moritani *et al.*, 1981). Porém devido a pesquisas recentes é mais pertinente o uso do termo W' ou D' (capacidade de trabalho acima da PC), sendo assim representa a magnitude do domínio severo entre a PC e o máximo consumo de oxigênio ($VO_{2máx}$) (Vanhatalo *et al.*, 2010). Adicionalmente, a tolerância do exercício durante um teste incremental, parece ser influenciada pela depleção do W' e o atingimento do $VO_{2máx}$ (Souza *et al.*, 2015).

Apesar de ser um modelo matemático, a PC pode facilmente ser aplicada por atletas e treinadores em diversos contextos do esporte como: um marcador de intensidade do treinamento (Burnley, M e Jones, 2007; Lucas, De *et al.*, 2013; Pooles *et al.*, 1988), para prever desempenho e elaborar estratégias de provas (Fukuba e Whipp, 1999; Smith, Dangelmaier e Hill, 1999; Vanhatalo, Jones e Burnley, 2011), avaliar efeito de treinamento (Billat *et al.*, 1999), acompanhar a evolução do desempenho aeróbio humano (Dekerle, Nesi e Carter, 2006), prescrição do treinamento intervalado (Jones e Vanhatalo, 2017; Turnes, Aguiar, de, Cruz, *et al.*, 2016; Turnes, Aguiar, de, Oliveira Cruz, de, *et al.*, 2016) e entre outros contextos. Como também pode ser aplicada em diversas modalidades e modo de exercícios como: natação (Prampero, di *et al.*, 2008; Takahashi *et al.*, 2009), corrida (Lucas, Ricardo D de *et al.*, 2012; Pentado *et al.*, 2014b), ciclismo (Lucas, De *et al.*, 2013; Smith, Dangelmaier e Hill, 1999;

Turnes, Aguiar, de, Cruz, *et al.*, 2016), exercícios de corrida intermitente (Kirby, Bradley e Wilkins, 2019), patinação (Piucco e Lucas, de, 2019), remo (Hill, Alain e Kennedy, 2003), e caiaque (Clingleffer, Naughton e Davoren, 1994).

A sustentação de exercícios na VC apresenta na literatura uma grande variabilidade interindividual e entre estudos. Reportando a duração do exercício na VC entre 20-40 minutos (Brickley, Doust e Williams, 2002). Essa grande variabilidade pode estar relacionada às características individuais como a variação da quantidade do tipo de fibras e capilaridade do músculo esquelética, nível de treinamento, população específica, disponibilidade de nutrientes e oxigênio no organismo (Burnley e Jones, 2018; Craig *et al.*, 2019; Mitchell *et al.*, 2018; Poole *et al.*, 2016). Também tem que ser levado em conta que o modelo matemático utilizado para determinação da VC pode levar a diferentes respostas fisiológicas durante o exercício na VC (Bull *et al.*, 2000, 2008). Durante o exercício na VC as respostas não são estáveis e não acontece o atingimento do $VO_{2máx}$, diferente de exercícios acima da VC que atingem o $VO_{2máx}$. Além da VC um parâmetro já bem utilizado para determinação entre os domínios de intensidade e prescrição dos treinamentos de alta intensidade é a MFEL, que representa a mais alta concentração de lactato sanguíneo que pode ser mantida ao longo do exercício, sem o acúmulo contínuo de lactato sanguíneo no sangue (BENEKE, HUTLER e LEITHAUSER, 2000; Billat *et al.*, 2003), porém para a análise da MFEL são utilizados métodos invasivos e com uma aplicabilidade difícil para a prática. Junto a isso, a VC se encontrar ligeiramente acima da MFEL na forma contínua do exercício, e a $MFEL_{int}$ apresenta uma forte relação e concordância com a VC. Permitindo o uso da VC para determinar a $MFEL_{int}$ (Brickley, Doust e Williams, 2002; Lucas, Ricardo D de *et al.*, 2012; Penteado *et al.*, 2014).

No entanto, entanto ainda é escasso na literatura a aplicabilidade do modelo da VC/PC em esportes e atletas paralímpicos. O uso da VC em atletas de corrida em cadeiras foi investigado por Arabi *et al.*, (1999), que encontraram uma boa aplicabilidade do modelo tanto em exercícios com a própria cadeira de corrida na pista, como em exercícios no ergômetro de braço. Também o conceito de VC foi investigado e confirmado como um preditor de capacidade aeróbia em sujeitos bem treinados com lesão medular, porém participaram desses estudos apenas 3 sujeitos. Ainda precisa se investigar as respostas fisiológicas da PC, porém ela já é bem conceituada como um marcador de intensidade entre os exercícios pesado e severo (Burnley, Mark e Jones, 2007; Hill, Poole e Smith, 2002), além de ter uma boa aplicabilidade em testes de campos, evitando o uso de equipamentos caros e método invasivos (Karsten *et al.*,

2014). Por tanto é preciso saber o significado fisiológico e a aplicabilidade desse modelo para o handcycling, podendo se apresentar como uma alternativa de baixo custo para avaliação aeróbia estes atletas.

2.4 AVALIAÇÃO AERÓBIA EM EXERCÍCIOS COM MEMBRO SUPERIOR

2.4.1 Avaliação aeróbia

O conhecimento das demandas aeróbicas específicas nos esportes paralímpico é fundamental para cientistas, treinadores e atletas. Além disso, os valores de $VO_{2\text{máx}}$ de atletas em esportes sentados fornecem aos médicos uma estrutura do que é possível alcançar em termos de capacidade aeróbia ao se exercitar em diversas modalidades paralímpica e diferentes deficiências (Baumgart, Brurok e Sandbakk, 2018). Uma grande variedade nas características da população, modos de exercícios, protocolos de testes, e repostas mensuradas são reportadas na literatura para usuários de cadeiras de rodas (Eerden, Dekker e Hettinga, 2018). Na maioria das avaliações dos exercícios com membro superior voltadas para os esportes paralímpico e na reabilitação são realizadas com usuários de cadeira de rodas, dentro dessa população existe uma diversidade de características específicas; sendo que na sua maior parte são indivíduos com LM.

A LM pode fazer que praticantes e atletas tenham diferentes repostas fisiológicas durante os exercícios com membro superior; devido a fatores como: redução do volume sistólico e visceral, interrupção do controle autonômico, grupos musculares utilizados durante o exercício, alteração no “drift” cardiovascular, choque neurogênico, ausência de sudorese abaixo do nível da lesão. (Barfield *et al.*, 2005; Fischer e Ardigó, 2013; Krassioukov *et al.*, 2007; Mills e Krassioukov, 2011; Theisen, 2012; West, Wong e Krassioukov, 2014b). Os ergômetros de braço se apresentam como uma alternativa para avaliação aeróbia de exercícios com membro superior, apesar de não atenderem as especificidades dos esportes e das atividades funcionais diárias (Eerden, Dekker e Hettinga, 2018; Vanlandewijck e Thompson, 2011). Logo, os testes de campo são uma alternativa para monitoramento do desempenho em exercícios com membro superior, apesar de fornecerem algumas informações relacionadas ao desempenho e atenderem a funcionalidade das atividades; muitos não refletem a real capacidade aeróbia (Bernardi *et al.*, 2010; Goosey-Tolfrey e Tolfrey, 2008; Groot *et al.*, 2016). Portanto, é questionável se o $VO_{2\text{pico}}$ deve ser utilizado para monitorar o desempenho de atletas em esportes

paralímpicos. Para uma maior precisão é proposto um teste verificação do $VO_{2\text{máx}}$ ou a utilização de outros parâmetros laboratoriais (De Lucas; Turnes., 2018; Leicht *et al.*, 2013). Devido a essa limitação do VO_2 determinar o desempenho, também da sua precisão para prescrever as intensidades dos exercícios e do treinamento; o entendimento dos limiares fisiológicos é fundamental.

2.4.2 Determinação dos limiares fisiológicos

Os índices fisiológicos têm pelo menos dois papéis importantes para área da avaliação e treinamento esportivo. O primeiro é caracterizar quais indivíduos poderão apresentar melhor rendimento em determinado esporte (predição de desempenho) e o segundo é contribuir na aplicação e planejamento de intensidade de treino, de acordo com as demandas específicas dos esportes em relação aos metabólicos. Por tanto diferente do $VO_{2\text{máx}}$ os índices fisiológicos máximos (velocidade do consumo máximo de oxigênio) e submáximos (limiares ventilatórios, limiar aeróbio e anaeróbio, máxima fase estável de lactato, economia de movimento) explicam melhor o desempenho em provas predominantemente aeróbias (Caputo *et al.*, 2009; Denadai, Ortiz e Mello, de, 2004). Em esportes paralímpicos onde a locomoção é realizada com o membro superior, índices fisiológicos submáximos também são relevantes para o desempenho final. O desempenho de diferentes modalidades em cadeira de rodas que são predominantemente aeróbias apresentam boa relação com os limiares ventilatórios (LVs) (Bernardi *et al.*, 2010), em atletas de handcycling treinados os LVs apresentaram maiores valores de VO_2 sem diferenças nos valores relativos ($FC\%$ e $VO_2\%$) expressos em relação aos valores pico de $FC_{\text{máx}}$ e $VO_{2\text{pico}}$; e os LVs parecem ser um bom preditor de performance em provas de contrarrelógio em atletas com LM no handcycling (Fischer, Figueiredo e Ardigo, 2015). Também esses índices submáximos são utilizados para prescrição de exercícios e avaliação, principalmente na fase de reabilitação em exercícios com membros superiores (Eerden, Dekker e Hettinga, 2018; Valent *et al.*, 2008, 2009). Porém devido à dificuldade de se avaliar os atletas no equipamento esportivo específico da modalidade paralímpica, e características específicas da deficiência a determinação dos limiares fisiológicos derivada de alguns métodos apresentam algumas limitações.

Alguns estudos ao investigar os limiares ventilatórios em atletas que se locomovem com o membro superior, apresentaram que esse método pode ser uma ferramenta para avaliação

e prescrição do exercício, porém em alguns sujeitos com tetraplegia é mais difícil ou não é possível identificar os limiares ventilatórios. Assim a determinação dos limiares fisiológicos por outros métodos é importante, apresentando uma vantagem da utilização do lactato sobre os limiares ventilatórios (Kouwijzer *et al.*, 2019; Leicht *et al.*, 2014). A cinética do lactato foi recentemente estudada no *handcycling*, se apresentando como um método de avaliação promissor para a modalidade (Quittmann *et al.*, 2018). Porém, o referido estudo foi realizado com triatletas sem deficiência, sendo que ainda é preciso entender melhor essa variável nos praticantes da modalidade. Adicionalmente é preciso investigar métodos menos invasivos, de baixo custo e aplicáveis que atendam melhor na prática, os atletas e treinadores.

Alguns testes de campo baseados no desempenho, ou com equipamentos de baixo custo (3000m, *functional threshold power* – FTP, VC/PC, PDFC, conjunto de dados da variabilidade da FC) são encontrados na literatura como boas alternativas para determinação dos limiares fisiológicos e para determinar as zonas de intensidades de prescrição do treinamento de *endurance* (Borszcz, Tramontin e Costa, 2019; Cheng *et al.*, 1992; Karsten, 2014; Lourenço *et al.*, 2018; Marcel Fernandes Nascimento *et al.*, 2017). Assim, é essencial analisar e investigar diferentes métodos e abordagens para determinação dos limiares fisiológicos em praticantes de *handcycling*, buscando cada vez mais testes práticos, aplicáveis e de baixo custo. Também é necessária a compreensão do significado fisiológico desses métodos e das respostas fisiológicas específicas dos praticantes de *handcycling*.

3 MÉTODO

3.1 CARACTERIZAÇÃO DO ESTUDO

Esta pesquisa quanto a sua natureza por ter como objetivo gerar conhecimentos para aplicação prática é caracterizada como pesquisa aplicada, e quanto a abordagem do problema considerando que tudo pode ser quantificável é uma pesquisa quantitativa (Santos., 2011). Já quanto ao seu objetivo tendo em vista que foi descrever as características de uma determinada população a pesquisa é descritiva correlacional (Gil, 2008).

3.2 PARTICIPANTES DO ESTUDO

Os participantes do estudo foram selecionados de forma intencional não-probabilística. A população investigada no presente estudo foi composta por 8 de atletas da modalidade de paraciclismo (6 homens e 2 mulheres), que utilizam o *handcycling* como meio de competição e que seguissem os seguintes critérios de participação: ter no mínimo 1 ano de prática com o *handcycling*, estar treinando pelo menos 3 vezes na semana, ter participado de no mínimo 1 prova de paraciclismo nos últimos 6 meses, concluir os testes em esteira rolante e não apresentar alguma lesão musculó-articular que impedisse realizar os teste. As características dos participantes estão descritas na tabela 1.

3.3 COLETA DE DADOS

Todas avaliações foram realizadas com agendamento prévio. Todas as coletas de dados foram realizadas nas dependências do Centro de Desporto (CDS) da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC). Os testes físicos foram realizados em uma esteira rolante motorizada e dimensionada para cadeira de rodas e *handbike* (Cosmos HP300/100r, Alemanha). Os atletas usaram sua própria bicicleta (i.e, *handbike*), que foram fixadas junto a um braço que corre livremente na lateral da esteira.

3.4 PROCEDIMENTOS PARA COLETA DE DADOS

Os atletas do estudo, antes dos procedimentos para a coleta de dados, completaram um formulário (anamnese) a fim de caracterizar as condições de vida, treinamento, dados antropométricos. Também tiveram suas dúvidas esclarecidas e foram informados sobre os objetivos e métodos aplicados na pesquisa, seguindo com a assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) conforme exigências do Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos (CESPH) da Universidade Federal de Santa Catarina.

As avaliações discorreram da seguinte maneira:

Os participantes compareceram no laboratório em 5 ocasiões diferentes. Na 1ª sessão, foram obtidas medidas de massa corporal e estatura, bem como informações gerais por meio de uma anamnese. Em seguida, foi conduzido um teste incremental máximo na esteira rolante.

Neste teste foram mensuradas variáveis cardiorrespiratórias, para determinar índices fisiológicos máximos e submáximos. Nas sessões seguintes (2^a, 3^a e 4^a) para determinação da velocidade crítica foram realizados testes em velocidade constante até a exaustão voluntária entre 2-15 minutos (90-105% da velocidade máxima obtida no teste incremental). Na 5^a e última sessão foi realizado um exercício intermitente conduzido na VC durante 30 minutos, sendo que cada sujeito pedalou na velocidade crítica por 5 minutos e descansou 45 segundos.

3.5 INSTRUMENTOS, PROTOCOLOS E ANÁLISE DE DADOS

3.5.1 Dados antropométricos e anamnese

Os participantes do estudo completaram uma anamnese (ANEXO – A) para obter informações sobre o treinamento, condições de vida, informações sobre a lesão, aptidão par as avaliações e informações sobre seus dados antropométricos.

3.5.2 Teste incremental

O teste incremental foi realizado até a exaustão voluntária, com o intuito de mensurar parâmetros fisiológicos (VO_2 ; FC; Concentração de lactato sanguíneo – [Lac]) e a velocidade máxima atingida (pico de velocidade – PV). A velocidade inicial foi escolhida de acordo com resultados prévios dos atletas na competição, onde era selecionada de acordo com a média da velocidade obtida na prova de resistência. Após um aquecimento entre 5 a 10 minutos a baixa velocidade para familiarização, a velocidade teve um incremento de $0,27 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (i.e., $1 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$) a cada 3 minutos até onde o participante tenha uma percepção subjetiva de esforço (PSE) entre 4-5 pontos na escala de (Borg, 1998), subsequentemente, a velocidade foi aumentada a cada 1 minuto até a exaustão. A constante de 1% de inclinação foi adotada ao longo do teste (Jones e Doust, 1996). O VO_2 foi mensurado por meio de um analisador de gases portátil (K5, Cosmed, Itália) acoplado a *handbike* dos voluntários. O VO_2 foi registrado em todos os testes, sendo os valores reduzidos a médias de 15s. O maior valor foi considerado o $VO_{2\text{pico}}$. A PSE foi registrada durante os testes por meio de escala de 0-10 (Borg, 1998). As concentrações de [Lac] foram coletadas logo após o fim do teste por meio de coletas de 25 μl de sangue do lóbulo da orelha, imediatamente armazenados em tubos tipo eppendorf, e posteriormente analisadas em

analisador de lactato eletroquímico (YSI 2700, Yellow Sprints, EUA). A FC foi mensurada durante o teste com um frequencímetro (S810, Polar Electro Ou, Kempele, Finlândia).

3.5.2.1 Determinação dos limiares ventilatórios (LVs)

O último minuto foi coletado em cada estágio e analisado usando uma média de 15 segundos dos valores de respiração por respiração. LVs foram identificados a partir de inspeção visual, independentemente por dois avaliadores. Quanto existiu discrepância, os pesquisadores discutiram a disparidade e acordaram na identificação de um limiar mutuamente. A identificação do 1º Limiar Ventilatório (LV1) foi realizada usando o ponto de menor valor de O_2 equivalente (VE/VO_2), plotado em função do tempo, sem um aumento concomitante no equivalente de VCO_2 (Meyer *et al.*, 2005b). O LV2 foi identificado pelo menor valor equivalente de VCO_2 (VE/VCO_2), seguido pelo um aumento progressivo. Se os dados de VE/VO_2 e VE/VCO_2 não fossem claros para identificação dos limiares, as frações de oxigênio expirados LV1 e o dióxido de carbono LV2 eram utilizadas (Meyer *et al.*, 2005b).

3.5.2.2 Determinação do PDFC

Para determinação do PDFC, foi aplicado o método $D_{máx}$ para uma maior precisão dos dados. Este método consiste em determinar o ponto da curva ajustado pela intensidade do exercício da FC, qual a distância perpendicular mais distante a linha traçada conectando o primeiro e o último ponto da curva onde ocorre PDFC (Cheng *et al.*, 1992).

3.6 DETERMINAÇÃO DA VELOCIDADE CRÍTICA

Para determinação da VC os atletas realizaram três testes em velocidade constante (90-105% do pico de velocidade) até exaustão, sendo quantificado o tempo limite de sustentação para cada velocidade; essas intensidades foram selecionadas para o teste de exaustão ocorrer aproximadamente entre 2-15 minutos e com o atingimento do VO_{2pico} como recomendado na literatura para evitar subestimação ou superestimação do modelo (Muniz-Pumares *et al.*, 2019). A partir destes testes, a VC foi modelada através dos 3 modelos de 2 parâmetros (Linear relação

entre distância-tempo; linear relação entre velocidade-1/tempo; Hiperbólico: relação entre velocidade-tempo) de acordo com as equações descritas abaixo respectivamente:

$$DT = D' + VC \times t_{lim} \quad \text{Lin - DT (1)}$$

$$V = D' \times (1/ t_{lim}) + VC \quad \text{Lin - V (2)}$$

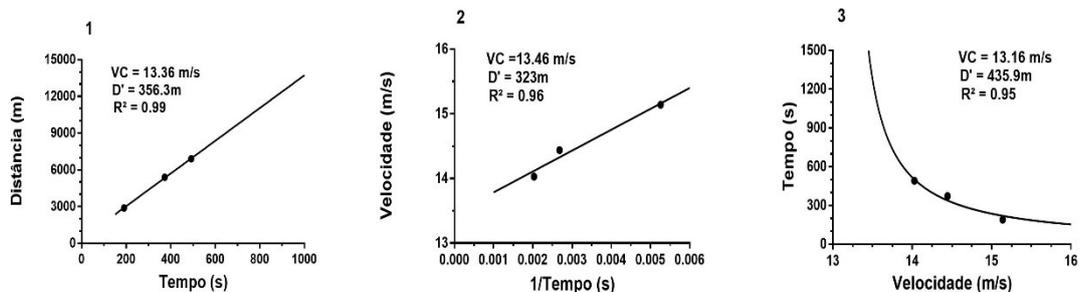
$$t_{lim} = D' / (V - VC) \quad \text{Hiperbólico (3)}$$

Onde: t_{lim} = tempo de exaustão; V = Velocidade, DT = distância total percorrida; VC = velocidade crítica; D' = “Capacidade de intensidade finita” acima da VC (Bull *et al.*, 2008; Vanhatalo, Jones e Burnley, 2011).

O parâmetro de VC é representado pelo ângulo de inclinação da reta no modelo Lin – DT, pelo intercepto-velocidade no modelo Lin – V e pelo assíntota-velocidade no modelo Hiperbólico. Já o parâmetro D' é avaliado pelo intercepto-distância no modelo Lin -DT, pelo ângulo de inclinação da reta no Lin – V e pelo grau da curva no modelo Hiperbólico.

A VC foi escolhida para as avaliações seguintes foi resultante do modelo com melhor ajuste, que apresentou menor erro padrão (EP) para o parâmetro de VC. Foi adotado pelo menos um tempo mínimo de 60 minutos de recuperação entre cada teste de exaustão para determinação da VC e do D', para minimizar um potencial efeito do exercício prévio e que permita a reconstituição total do D' (Muniz-Pumares *et al.*, 2019). A modelagem dos três modelos é retratada na figura 1.

- Figure 1 - Ajuste para cada modelo para um sujeito representativo. (1) modelo Lin - DT, (2) modelo Lin - V e (3) modelo Hiperbólico. VC - Velocidade crítica - VC, D' - capacidade de intensidade finita acima da VC



Fonte: Elaborada pelo Autor

3.7 RESPOSTA FISIOLÓGICAS E PERCEPTUAIS NA VELOCIDADE CRÍTICA

O teste intermitente na VC foi realizado com um intervalo mínimo de 24 horas após o último teste de exaustão para determinação da VC.

Para mensurar as respostas fisiológicas na VC, foi exigido para os atletas realizarem um exercício intermitente com duração de 30 minutos ou até exaustão conduzidos na VC, sendo que as respostas fisiológicas (VO_2 , FC e [Lac]) e perceptuais PSE foram mensuradas durante o exercício. Como já mencionado anteriormente, o teste realizado teve característica intervalada, onde o atleta pedalou por 5 minutos e teve pausa de 45 segundos, momento onde foi obtida a amostra de sangue do lóbulo da orelha para quantificação da concentração de lactato sanguíneo. Durante todo o teste foi fornecida água *ad libitum* ao participante. A partir desta sessão, foi identificado o TRIMP através da PSE pós sessão e pela FC média. O cálculo do $TRIMP^*_{PSE}$ consistiu no valor da intensidade do treino obtida pela PSE, multiplicada pela duração da sessão em minutos (Foster et al., 2001). Já o $TRIMP_{FC}$ foi avaliado pelo método proposto por Edwards et al., 1993 onde o tempo no qual o atleta permanece em uma zona de intensidade específica, durante a sessão, é multiplicado pelos seguintes fatores: Zona 1 – 50 a 60% FCmax, fator 1/; Zona 2 – 60 a 70% FCmax, fator 2/; Zona 3 – 70 a 80% FCmax, fator 3/; Zona 4 – 80 a 90% FCmax, fator 4/; Zona 5 – 90 a 100% FCmax, fator 5

3.8 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os dados foram expressos como média \pm DP. A normalidade dos dados foi verificada por meio do teste de Shapiro-Wilk. O teste de análise de variância ANOVA e teste de Scheffé post-hoc foram utilizados para verificar possíveis diferenças entre os parâmetros de VC e D' ajustados a partir dos três modelos matemáticos, também para verificar possíveis diferenças entre os diferentes métodos de determinação dos limiares fisiológicos (LV2, PDFC e VC). O coeficiente de determinação (r^2) e o erro de padrão (EP) foram calculados para examinar a bondade do ajuste a partir dos três modelos. O EP foi apresentado como porcentagem dos valores dos parâmetros (EP%). O coeficiente da correlação de Pearson (r) foi utilizado para verificar a relação entre as variáveis absolutas e relativas de velocidade, VO_2 e FC entre

diferentes métodos (LV2, PDFC e VC), também para a relação entre o $TRIMP_{FC}$ x $TRIMP_{*PSE}$. Para verificar as diferenças entre $TRIMP_{FC}$ x $TRIMP_{*PSE}$, foi utilizado o *Student's t-test* para amostra pareadas. Adicionalmente, foi plotado um gráfico de Bland and Altman entre as variáveis de (LV2, PDFC e VC) (Bland and Altman., 1986) para análise visual do bias e dos limites de concordância. A ANOVA two-way com medidas repetidas foi utilizada para comparar as mudanças das variáveis fisiológicas e perceptuais nas repetições durante exercício intervalado na VC. As análises foram realizadas usando o software IBM SPSS versão 23.0 (SPSS, Chicago, IL). O nível de significância foi de $p < 0,05$ para todas as análises.

4 RESULTADOS

Oito atletas de handcycling, sendo 2 mulheres (sujeitos 1,2) e 6 homens participaram do presente estudo. Todos atletas apresentavam LM com o tempo de lesão de 12 ± 5 anos, e história de tetraplegia traumática (Sujeitos 2,3,7,8; LM entre os segmentos C5-C6) e paraplegia (Sujeitos 1,4,5,6; LM entre os segmentos T9-T11). Em média os atletas treinavam 10 horas semanais e participavam de competições nacionais e internacionais. A tabela 1 apresenta os valores máximos de PV, VO_2 , [Lac] e FC, além das características dos sujeitos.

• Tabela 1- Características dos sujeitos e variáveis fisiológicas máximas obtidas durante teste incremental máximo.

Sujeitos	Idade anos	Altura cm	Massa Corporal kg	Classificação (handcycling)	PV m/s	VO_{2pico} ml/kg/min	[Lac] _{pico} mMol·L ⁻¹	FC _{máx} bpm
1	30	169	55	H3	11,31	47,8	8,2	196
2	32	158	58	H3	6,39	28,9	4,6	151
3	39	175	72	H2	8,89	44,6	8,1	172
4	26	184	81	H4	11,39	42,0	9,1	191
5	35	169	66	H3	10,56	51,2	15,5	189
6	39	178	68	H3	14,40	53,2	8,0	176
7	40	185	80	H1	8,19	31,6	7,0	154
8	35	168	74	H1	2,20	17,9	5,1	118
Média	34,5	173,3	69,6		9,16	39,7	8,2	168
DP	4,6	8,2	9,4		3,46	11,5	3,1	24

Fonte: Elaborada pelo próprio autor

Nota: PV= pico de velocidade; VO_{2pico} = pico de consumo de oxigênio; [Lac]_{pico} = maior concentração de lactato sanguíneo; FC_{máx} = frequência cardíaca máxima; bpm = batimentos por minuto.

Os testes de exaustão no handcycling para determinação da velocidade crítica foram realizados entre 244 ± 73 até 919 ± 320 segundos. Os parâmetros estimados a partir dos três modelos matemáticos foram sumarizados na tabela 2. A VC e o D' não apresentaram diferenças significativas entre os três modelos. O EP para os parâmetros estimados foi apresentado em valores percentuais, sendo que para VC o modelo Lin – V ($3,1 \pm 1,89\%$) apresentou diferenças significativas entre os modelos Lin – DT e Hiperbólico ($1,79 \pm 0,45\%$ e $1,30 \pm 0,60\%$, respectivamente). O coeficiente de determinação apresentou diferenças significativas entre os modelos Lin – DT ($r^2= 0,99$) em relação ao Lin – V ($r^2= 0,94$), também, entre os modelos Lin – V ($r^2= 0,94$) em relação ao hiperbólico ($r^2= 0,97$).

- Tabela 2 - Parâmetros estimados de Velocidade Crítica (VC) e D' a partir das três modelagens matemáticas

	VC (m/s)	EP %	r^2	D'	EP%
Lin - DT	$8,17 \pm 3,22$	$1,79 \pm 0,45$	$0,99 \pm 0,00^*$	$375,3 \pm 181,3$	$25,5 \pm 13,5$
Lin - V	$8,22 \pm 3,24$	$3,1 \pm 1,96^{**}$	$0,94 \pm 0,03^{**}$	$357,8 \pm 192,6$	$23,2 \pm 7,4$
Hiperbólico	$8,12 \pm 3,19$	$1,30 \pm 0,60$	$0,97 \pm 0,02$	$396,7 \pm 179,5$	$23,1 \pm 11,0$

Fonte: Elaborada pelo próprio autor

Nota: VC = velocidade crítica; EP = Erro padrão; r^2 = coeficiente de determinação; D' = capacidade de intensidade finita acima da VC.

* $p < 0,01$ em relação ao modelo Lin – V

* $p < 0,05$ em relação ao modelo Hiperbólico

Os valores absolutos e relativos do LV1 foram para as variáveis de velocidade ($6,63 \pm 2,87$ m/s e $73,6 \pm 12,8\%$), VO_2 ($25,6 \pm 10,9$ ml/kg/min e $61,7 \pm 11,5\%$) e FC (146 ± 24 bpm e $86,7 \pm 7,3\%$) respectivamente. Valores absolutos e relativos de velocidade, VO_2 e FC correspondentes ao LV2, PDFC e VC estão apresentados na tabela 3. Todas as variáveis não apresentaram diferença significativa entre os métodos de determinação dos limiares fisiológicos.

- Tabela 3 - Limiares fisiológicos expressados em valores absolutos e relativos de Velocidade, VO_2 e FC

Velocidade		VO_2		FC	
(m/s)	% PV	(ml/kg/min)	% VO_{2pico}	(bpm)	% $FC_{máx}$

LV2	7,80 ± 2,94	86,3 ± 6,3	29,4 ± 10,7	72,0 ± 10,7	158 ± 22	94 ± 2,6
PDFC	7,52 ± 3,19	81,3 ± 7,8	28,7 ± 10,6	70,8 ± 9,1	156 ± 24	92,5 ± 4,5
VC	8,12 ± 3,19	88,6 ± 8,0	30,3 ± 11,1	74,1 ± 9,0	160 ± 24	94,7 ± 2,5

Fonte: Elaborada pelo próprio autor

Nota: LV2 = 2º Limiar ventilatório; PDFC = Ponto de deflexão da frequência cardíaca; VC = velocidade crítica; PV = pico de velocidade; VO₂ = consumo de oxigênio; VO_{2pico} = pico de consumo de oxigênio; FC = frequência cardíaca; bpm = batimentos por minuto; FC_{máx} = frequência cardíaca máxima

Os coeficientes da correlação de Pearson entre os três métodos de determinação dos limiares fisiológicos para os valores absolutos e relativos de velocidade, VO₂ e FC estão expressos na tabela 4.

- Tabela 4 - Correlação de Pearson expressada em valores absolutos e relativos para velocidade, VO₂ e FC; entre PCR, PDFC e VC.

	Velocidade			VO ₂			FC		
	LV2	PDFC	VC	LV2	PDFC	VC	LV2	PDFC	VC
LV2		0,97**	0,98**		0,97**	0,98**		0,96**	1**
PDFC	-0,23		0,95**	0,60		0,95**	0,52		0,95**
VC	-0,79*	-0,01		0,76*	0,65		0,72*	0,36	

Fonte: Elaborada pelo próprio autor

Triângulo superior e inferior referem-se a valores absolutos e relativos respectivamente

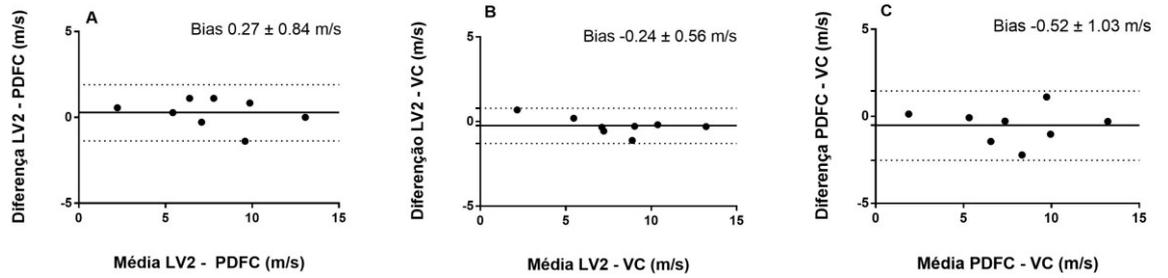
*p<0.05

**p<0.01

Nota: LV2 = 2º Limiar ventilatório; PDFC = Ponto de deflexão da frequência cardíaca; VC = velocidade crítica; VO₂ = consumo de oxigênio; FC = frequência cardíaca.

Os limites de concordância de 95% e o bias para medida de velocidade entre LV2 e PDFC; LV2 e VC; e PDFC e VC; foram plotados nos gráficos usando a análise de Bland e Altman (Martin Bland e Altman, 1986) e estão apresentados na figura 2.

- Figura 2 - Bias (linha contínua) e os limites de concordância de 95% (linhas descontínuas) entre as duas variáveis usando a análise de Bland e Altman (1986) para as medidas de velocidade entre LV2 - PDFC (Painel A) LV2 - VC (Painel B) e PDFC - VC (Painel C)



Fonte: Elaborada pelo Autor

Durante o exercício intervalado na VC, não foram observadas diferenças significantes nos valores de VO_2 absoluto e relativo ao $VO_{2\text{pico}}$ a partir da primeira repetição até a última, Os valores da [Lac] também não apresentaram diferenças significantes entre os intervalos de 5 min de exercício. A média da variação da [Lac] entre o décimo minuto e a última repetição realizada foi de $-0.14 \pm 1.11 \text{ mMol}\cdot\text{L}^{-1}$, sendo que somente um sujeito apresentou um aumento maior que $1 \text{ mMol}\cdot\text{L}^{-1}$. Os valores de FC apresentou diferença significativa apenas da primeira repetição em relação a terceira repetição. A PSE apresentou diferenças significativas ao longo da sessão ($p < 0.05$) sendo essas diferenças retratadas na tabela 5 (média \pm DP). Já as respostas individuais são apresentadas na figura 3.

- Tabela 5 - Respostas Fisiológicas e Perceptuais durante exercício intervalado na VC

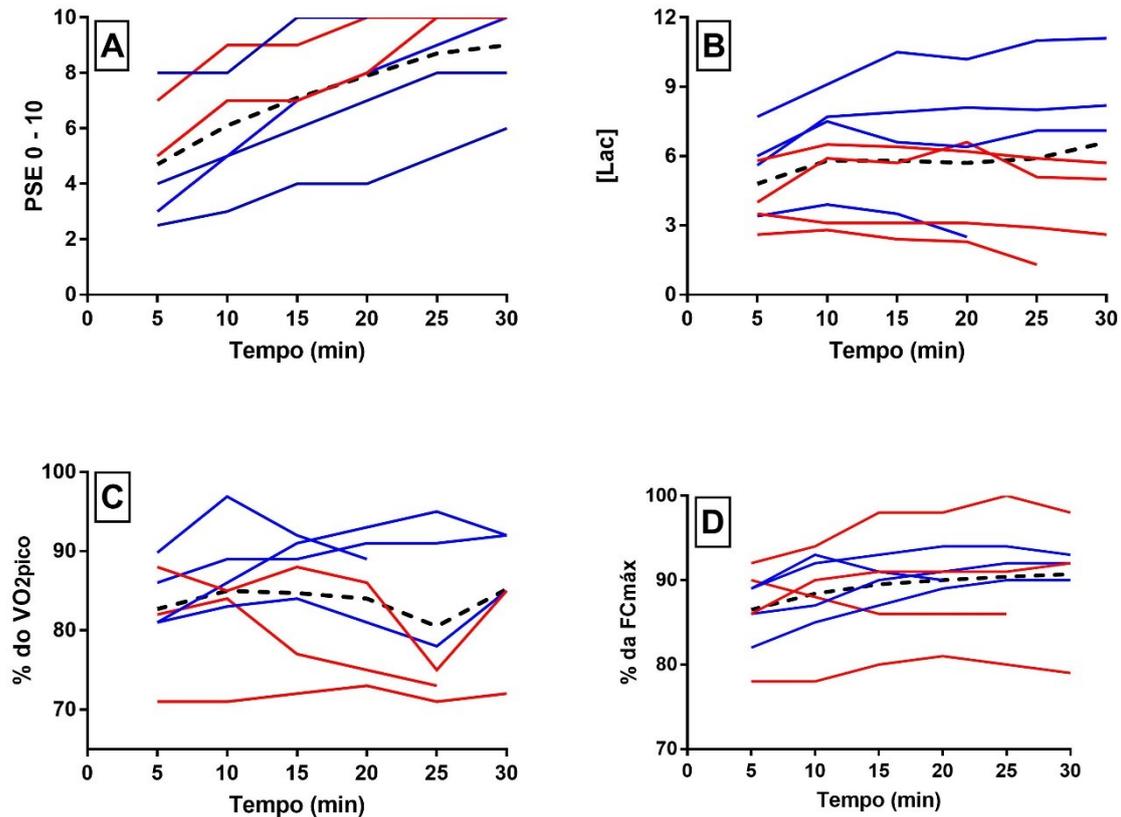
Variáveis	5min	10min	15min	20min	25min	30min
PSE	$4,7 \pm 1,9^a$	$6,1 \pm 1,8^b$	$7,1 \pm 1,7^{b,c}$	$7,9 \pm 1,8^c$	$8,7 \pm 1,7^d$	$9,0 \pm 1,5^d$
[Lac]($\text{mMol}\cdot\text{L}^{-1}$)	$4,8 \pm 1,6$	$5,8 \pm 2,2$	$5,8 \pm 2,5$	$5,7 \pm 2,6$	$5,9 \pm 3,0$	$6,6 \pm 2,7$
VO_2 (ml/kg/min)	$29,8 \pm 10,9$	$30,9 \pm 12,1$	$30,8 \pm 11,8$	$30,4 \pm 11,6$	$26,9 \pm 10,4$	$28,5 \pm 11,0$
% do $VO_{2\text{pico}}$	$82,7 \pm 5,8$	$85,0 \pm 7,2$	$84,7 \pm 7,0$	$84,0 \pm 7,3$	$80,5 \pm 9,2$	$85,2 \pm 7,3$
FC (bpm)	147 ± 20^a	$150 \pm 21^{a,b}$	152 ± 21^b	153 ± 22^b	154 ± 24^b	155 ± 25^b
% da $FC_{\text{máx}}$	$86,5 \pm 4,3^a$	$88,4 \pm 4,9^{a,b}$	$89,5 \pm 5,0^b$	$90,0 \pm 4,7^b$	$90,4 \pm 5,8^b$	$90,7 \pm 5,8^b$

Fonte: Elaborada pelo próprio autor

Nota: VC = Velocidade crítica PSE = Percepção subjetiva de esforço; [Lac] = concentração de lactato sanguíneo; VO_2 = consumo de oxigênio; $VO_{2\text{pico}}$ = pico de consumo de oxigênio; FC = frequência cardíaca; $FC_{\text{máx}}$ = frequência cardíaca máxima; bpm = batimentos por minuto; bpm = batimentos por minuto

Letras \neq denotam diferenças significativas entre as repetições ($p < 0.05$)

- Figura 3 - Valores individuais para todos os sujeitos (linhas vermelha = sujeitos com tetraplegia e linhas azuis = sujeitos com paraplegia) e a média (linha tracejada) da percepção subjetiva de esforço (A) concentração de lactato (B); % do consumo de oxigênio em relação ao $VO_{2\text{pico}}$ (C) e % da frequência cardíaca em relação a $FC_{\text{máx}}$ (D) durante o exercício intervalado na VC. Letras \neq denotam diferenças significativas entre as repetições. ($p < 0.05$)



A média \pm DP da PSE pós sessão dos atletas de *handcycling* foi de $9,25 \pm 1,39$, sendo que apenas dois atletas não atingiram a o máximo na escala de Borg modificada 0-10. A média \pm DP da carga de treinamento em unidades arbitrárias (UA) durante o exercício intervalado na VC foi de $127 \pm 20\text{UA}$ (TRIMP_{FC}) e $197 \pm 33\text{UA}$ ($\text{TRIMP}_{\text{PSE}^*t}$), apresentando diferença significativa. Adicionalmente, a correlação de Pearson entre TRIMP_{FC} vs $\text{TRIMP}_{\text{PSE}^*t}$ foi de ($r = -0.12$).

5 DISCUSSÃO

O presente estudo se propôs a aplicar o conceito de VC em paratletas, sendo constatado uma boa aplicabilidade do modelo em atletas de *handcycling* com LM. Sendo assim, a VC independente da modelagem utilizada apresentou um bom ajuste matemático com três cargas preditivas; quando comparada à métodos tradicionais (LVs e PDFC) para determinação dos limiares fisiológicos a VC se apresentou na mesma zona de intensidade; e as respostas fisiológicas e perceptuais durante o exercício intervalado na VC apresentaram respostas compatíveis com um treinamento intervalado de alta intensidade.

Embora foram encontradas diferenças nos valores de precisão entre os três modelos matemáticos para determinação da VC, os diferentes modelos apresentaram um bom valor de precisão do ajuste ($r^2 = 0,94$ a $0,99$). Valores similares de precisão baseados no r^2 foram encontrados em estudos anteriores com paratletas em exercício na pista em cadeira de rodas ($r^2 = 0,99$); e em sujeitos com paraplegia em exercício na esteira em cadeira de rodas ($r^2 = 0,99$) e no ergômetro de braço ($r^2 = 0,99$), da mesma forma do presente estudo foram utilizadas três cargas preditivas para determinação da VC. Adicionalmente, foi possível a determinação da VC tanto em teste de campo ou em teste laboratorial, além de apresentar valores similares de $VO_{2\text{máx}}$ e FC em ambos ergômetros (esteira e ergômetro de braço), confirmando a validade desse método para avaliação física de atletas com LM (Arabi *et al.*, 1999).

Não obstante, a VC derivada a partir dos três modelos matemáticos não apresentou diferenças significativas corroborando com estudos prévios que compararam as modelagens da VC em exercícios de corrida (Bull *et al.*, 2008). Mesmo que os três modelos matemáticos escolhidos tenham uma equivalência matemática, outros estudos encontraram diferentes valores estimados para VC entre os três modelos (Bergstrom *et al.*, 2014; Bull *et al.*, 2000; Housh *et al.*, 2001). Além disso, os modelos de 2 parâmetros usados são os mais recomendados para determinação da VC e do D'; a qualidade dos ajustes dos modelos matemáticos pode ser determinada através de um baixo valor de EP para VC e D' (Hill, 1993; Muniz-Pumares *et al.*, 2019).

Os resultados do presente estudos para atletas de *handcycling*, mostraram baixos valores de EP para VC em todos os três modelos (Lin – DT: $1.79 \pm 0.45\%$; Lin – V: $3.1 \pm 1.96\%$; e Hiperbólico: $1.30 \pm 0.60\%$), embora o modelo Lin -V tenha apresentado diferença significativa do EP em relação aos outros modelos. Ao contrário dos valores de VC, altos valores de EP foram observados para D' em todos modelos matemáticos (Lin – DT: $25.5 \pm$

13.5%; Lin – V: $23.2 \pm 7.4\%$; e Hiperbólico: $23.1 \pm 11.0\%$) e não foram encontradas diferenças significativas dos valores de EP entre os modelos.

O valor de VO_2 referente ao LV1 e LV2 em atletas de handcycling no presente estudo foram em média 61.7% e 72.0% do VO_{2pico} , respectivamente. Em estudos prévios conduzidos com diferentes tipos de testes, indivíduos com diferentes níveis de comprometimento e condicionamento; o valor encontrado do VO_2 no LV1 variou entre 53-77% do VO_{2pico} e no LV2 variou entre 74-77% do VO_{2pico} (Au *et al.*, 2018; Bhambhani *et al.*, 1995; Coutts e McKenzie, 1995; Kouwijzer *et al.*, 2019; Leicht *et al.*, 2014; Lovell *et al.*, 2012; Schneider *et al.*, 1999). Estas variações podem ser explicadas pelo uso de diferentes protocolos, populações e métodos para determinação dos limiares, mesmo assim os valores do LV2 se mostraram similares entre os estudos. Adicionalmente, em atletas treinados de handcycling o valor do VO_2 no LV2 tem sido reportado em média a 74% do VO_{2pico} (Lovell *et al.*, 2012), valor próximo do presente estudo que foi 72% do VO_{2pico} . O LV2, PDFC e a VC foram identificadas na mesma zona de intensidade no presente estudo para atletas de handcycling (70.8-74.1% do VO_{2pico}), além disso como pode ser visto na tabela 3 os valores absolutos e relativos (velocidade, VO_2 e FC) não apresentaram diferenças significativas entre os três métodos.

Os três métodos apresentaram uma correlação forte para todos os valores absolutos (velocidade, VO_2 e FC); já para as mesmas variáveis expressadas em valores relativos à correlação foi entre fraca à forte, valores esses retratados na tabela 4. De maneira geral, os métodos (LV2, PDFC e VC) apresentaram boa concordância entre si, podendo ser úteis para determinação da intensidade que separa os domínios pesado e severo.

Tradicionalmente, os LVs são usados em diferentes grupos de indivíduos para determinação das zonas de intensidade para a elaboração dos treinamentos (Meyer *et al.*, 2005b). Mesmo com algumas limitações para indivíduos com LM, especialmente para os indivíduos com tetraplegia; os LVs ainda são uma alternativa viável e promissora, para prescrição da maioria dos indivíduos com LM e a mais reportada na literatura (Au *et al.*, 2018; Kouwijzer *et al.*, 2019). No entanto, as características da LM levam à diferentes respostas durante o exercício, principalmente afetando o sistema cardiorrespiratório (Mills e Krassioukov, 2011; West *et al.*, 2015). Adicionalmente, nem sempre é possível determinar os LVs em indivíduos com tetraplegia, conseqüentemente outros métodos devem ser considerados (Kouwijzer *et al.*, 2019). Além disso, a determinação dos LVs requer equipamentos sofisticados e de alto custo, enquanto a determinação através de métodos não invasivos e práticos pode ser uma alternativa para prescrição do treinamento. A utilização do PDFC, tem se apresentado com

uma alternativa de fácil aplicação para determinação das zonas de intensidades em diferentes populações, evitando a necessidade do uso métodos invasivos (Bodner e Rhodes, 2000). Embora em sujeitos com paraplegia deve ser aplicada com cautela, sendo que a PDFC não apresentou relação com o limiar anaeróbio ($4\text{mMol}\cdot\text{L}^{-1}$), tendendo a uma superestimação do estado estável de lactato (Schmid *et al.*, 1998). Por tanto, baseado nos resultados desses estudos a aplicação do conceito de VC para essa população pode ser destacada como um critério para definição do limite para o treinamento intervalado ou de exercício em alta intensidade, baseada apenas em dados de desempenho. Contudo, é preciso compreender e investigar as respostas fisiológicas e perceptuais na VC.

Embora os estudos pioneiros propõe que a VC é a intensidade que pode ser mantida por um longo período de tempo (Monod e Scherrer, 1965; Moritani *et al.*, 1981), diversos estudos posteriores mostraram uma superestimação da velocidade crítica quando comparada com a MFEL ou duração por volta de 30 minutos (Brickley, Doust e Williams, 2002; Dekerle *et al.*, 2003; de Lucas, *et al.*, 2002; Vanhatalo, Jones e Burnley, 2011). No presente estudo os atletas de *handcycling* realizaram uma sessão de exercício intervalado na intensidade da VC (100% da VC) (6x 5min:50 segundos). Baseado no suporte teórico que a VC apresenta forte relação e concordância com a MFEL_{int}; e quando é procurado um estado fisiológico estável, a VC poderia ser melhor aplicada para o treinamento intervalado do que para o treinamento contínuo (de Lucas *et al.*, 2012; Penteado *et al.*, 2014). Assim, o esperado para essa sessão de exercício intervalado na VC era encontrar as mesmas respostas fisiológicas e perceptuais vistas na literatura nessa intensidade para pessoas sem deficiência.

Como pode ser visto na Tabela 5, o VO_2 e as [Lac] permaneceram estáveis ao longo do exercício e não apresentaram diferença entre as repetições. Da mesma forma, em estudos anteriores com ciclistas e corredores sem deficiência, a estabilidade do VO_2 foi encontrada em exercícios realizados na MFEL_{int} (Dittrich *et al.*, 2013; Grossl *et al.*, 2012). Atletas com LM que executam o exercício com membro superior, apresentam limitação na capacidade máxima em exercícios, além de desvantagens na eficiência mecânica e adaptações fisiológicas aos exercícios quando comparados com os exercícios com membro inferior (Theisen, 2012).

O nível e a extensão da lesão podem também alterar expressivamente as respostas das funções respiratórias em sujeitos com LM, a coordenação entre o controle somático do músculos respiratórios e do controle autonômico da árvore bronquial é crucial para uma respiração normal e oxigenação do sangue (Krassioukov, 2009). Principalmente em sujeitos

com lesão em vertebrae superiores (acima da T6) e completude podem ser observados valores menores de VO_2 e $\text{VO}_{2\text{pico}}$ durante o exercício, devido a diversos fatores como: a paralisação total ou parcial dos músculos inspiratórios; inabilidade de fazer força através dos músculos expiratórios; maior frequência respiratória máxima e menor massa muscular envolvida no exercício (Bergh *et al.*, 1991; Bernard *et al.*, 2000; Coutts, Rhodes e McKenzie, 1985; Krassioukov, 2009; Leicht *et al.*, 2013; West *et al.*, 2015). Os valores encontrados de $\text{VO}_{2\text{pico}}$ no teste incremental e de VO_2 durante o exercício intervalado na VC em sujeitos com tetraplegia foram menores; conforme descritos Tabela 1 e na figura 3, respectivamente. Vale ressaltar o nível de treinamento dos atletas do presente estudo, já que o valor médio do $\text{VO}_{2\text{pico}}$ foi de 39.7 ± 11.5 ml/kg/min, e na literatura foram encontrados valores entre 31 e 40.4 ml/kg/min em atletas de handcycling (Baumgart, Brurok e Sandbakk, 2018). Mesmo com essas limitações do sistema respiratório, o comportamento das respostas do VO_2 foram similares ao encontrado em sujeitos sem deficiência na intensidade associada ao exercício na VC. Conforme encontrado na literatura, sujeitos com lesão medular apresentaram o mesmo comportamento estável do VO_2 em exercício em intensidade moderada quando comparados com sujeitos sem deficiência, sendo que uma possível explicação é referente ao treinamento físico poder provocar uma melhora compensatória na extração dos músculos superiores de pessoas com LM (Fukuoka *et al.*, 2002).

Em relação a [Lac] ao longo do exercício intervalado na VC, os resultados do presente estudo corroboram em boa parte com o estudo já mencionado onde é possível observar uma associação entre a intensidade da MFEL_{int} e da VC (de Lucas, *et al.*, 2012). A média da variação das [Lac] nos atletas de handcycling entre o décimo minuto e a última repetição realizada foi de -0.14 ± 1.11 mMol·L, sendo que apenas um sujeito apresentou um aumento maior que 1 mMol·L. Sendo assim, quase todos os sujeitos apresentaram valores de variação das [Lac] dentro dos critérios (< 1 mMol·L) aplicados para determinação do estado estável de lactato (Beneke, 2003). Em um estudo similar em exercício intervalado na VC (4min:1min), porém com corredores sem deficiência e até a exaustão; a média da variação das [Lac] de 9 sujeitos foi de 1.4 mMol·L, sendo que 4 dos 9 sujeitos não apresentaram valores dentro dos critérios para o estado estacionário de lactato, porém somente um sujeito apresentou valores maiores que 2 mMol·L (Penteado *et al.*, 2014). Sabe-se que a depleção de glicogênio devido a uma baixa dieta em carboidratos ou a um exercício exaustivo anterior, podem levar a uma diminuição das [Lac] (Faude, Kindermann e Meyer, 2009; McLellan e Gass, 1989; Yoshida, 1984). Portanto esse valor encontrado na variação das [Lac], podem ter sido influenciados pelos exercícios anteriores de cargas preditivas para determinação da VC; mesmo que se tenha dado um

intervalo de 24 horas para início do exercício intervalado na VC e tenha sido instruído para os atletas a importância da ingestão de carboidratos. Somente dois sujeitos não realizaram as 6 repetições na VC (5min:50seg) como proposto. Adicionalmente, indivíduos com LM não apresentaram desvantagens na remoção das [Lac] quando comparados com indivíduos sem deficiência, apesar de uma maior velocidade do acúmulo das [Lac] (Leicht e Perret, 2008). Em contrapartida, Fukuoka *et al.*, 2002 constatou que em indivíduos com LM durante exercício em carga constante em intensidade submáxima foi encontrado um menor valor das [Lac] quando comparados com sujeitos sem deficiência.

Em relação a FC, como encontrada em estudos prévios com atletas sem deficiência a FC ao final do exercício intervalado não atingiu a $FC_{\text{máx}}$ ao final do exercício intervalado na VC (Penteado *et al.*, 2014) ou na $MFEL_{\text{int}}$ (Dittrich *et al.*, 2013; Grossl *et al.*, 2012). No entanto, diferente dos estudos no ciclismo e corrida durante a $MFEL_{\text{int}}$ não foram encontradas diferenças na FC ao longo do exercício intervalado; a partir da 2ª repetição a FC apresentou estabilidade. Recentemente, em um estudo com indivíduos ativos com LM, foi encontrada ausência do *drift* cardiovascular (CV_{drift}) durante o exercício de carga constante em intensidade moderada; já nos indivíduos sem lesão ocorreu o CV_{drift} durante o exercício (Horiuchi e Fukuoka, 2019). CV_{drift} é um fenômeno onde a FC aumenta e o volume sistólico diminui durante exercícios de intensidade moderada, tanto em temperatura normal ou elevada (Ekelund, 1967; Wingo, Ganio e Cureton, 2012), e a ocorrência desse fenômeno é explicado por diversos fatores como: menor volume sistólico, diminuição do volume sanguíneo, aumento da temperatura corporal, alterações do fluxo sanguíneo cutâneo e aumento da atividade simpática (Coyle e González-Alonso, 2001). Portanto, a atenuação ou ausência do CV_{drift} poderia ocorrer em indivíduos com LM devido a comprometimentos como: redução ou ausência das funções motoras, reflexas e sensoriais abaixo do nível da lesão (Ditunno *et al.*, 2004); hipotensão e bradicardia persistente “Choque neurogênico” (Krassioukov *et al.*, 2007); anormalidades no controle da pressão sanguínea; redução da distribuição sanguínea e da capacidade de sudorese abaixo da lesão; e disfunções cardiovasculares severas (Krassioukov, 2009; Mills e Krassioukov, 2011; West, Wong e Krassioukov, 2014b). Além dos comprometimentos já mencionados, o handcycling é realizado em uma posição supina, a posição do exercício (supina vs sentada) pode influenciar nas respostas cardiovasculares durante exercício tanto em indivíduos com ou sem LM (Bevegård, Holmgren e Jonsson, 1963; González-Alonso, Mora-Rodríguez e Coyle, 1999; West, Mills e Krassioukov, 2012). Corroborando com estudos encontrados na literatura, os

indivíduos com lesão medular alta (acima de T6) apresentam menores valores para $FC_{\text{máx}}$ quando comparado com indivíduos com paraplegia (Leicht *et al.*, 2013; Theisen, 2012; West *et al.*, 2015) podendo ser observada essa diferença na tabela 1, porém como pode ser visto na figura 3 indivíduos com paraplegia também apresentaram uma estabilidade nas repostas da FC, por tanto essa limitação da $FC_{\text{máx}}$ pode não ser uma explicação para atenuação ou ausência do CV_{drift} nesses indivíduos. Assim, mais estudos são necessários para compreender melhor este fenômeno em exercícios de *endurance* realizados por atletas com LM.

A PSE se mostrou sensível a intensidade do exercício intervalado na VC nos atletas de *handcycling* do presente estudo, possivelmente a PSE é uma boa ferramenta para ser utilizada para monitorar a prescrever a intensidade do exercício ao longo do tempo nessa população. Estudos que analisaram exercícios com cargas constantes em atletas sem deficiência, também identificaram essa sensibilidade da PSE em relação a intensidade e a duração do exercício (Baron *et al.*, 2008; Dittrich *et al.*, 2013; Legaz-Arrese *et al.*, 2011; Okuno *et al.*, 2011). Diferente das outras variáveis que refletem a carga interna (FC, VO_2 e [Lac]) a PSE não apresentou estabilidade, aumentando ao longo do exercício intervalado na VC e na maioria dos sujeitos atingiu o valor máximo na escala de PSE de 0-10 (BORG, 1998). Da mesma maneira, a PSE não apresentou associação com as variáveis de FC em indivíduos com lesão medular em exercícios em intensidade submáxima. No teste incremental essa associação só foi encontrada no início do exercício. Além disso, as respostas da PSE durante o exercício não apresentam diferenças entre sujeitos com tetraplegia, paraplegia e sem LM, conforme os estudos de Leicht, Bishop e Goosey-Tolfrey (2012) e Lewis *et al.*, (2007). Portanto, se o uso da FC não seria a melhor recomendação para regular a intensidade do exercício em todos os sujeitos com LM, a PSE tem se apresentado com um potencial considerável para prescrição, além de não precisar de uma familiarização. Entretanto deve-se tomar cuidado entre as diferenças da PSE central e periférica (Au, Zepetnek, De e MacDonald, 2017; Goosey-Tolfrey *et al.*, 2010a; Hutchinson *et al.*, 2019). No presente estudo não foram obtidas as PSE de forma separada, o que pode ser considerado uma limitação para interpretação dos dados desta variável.

O método da PSE pós sessão tem sido bastante utilizado para a quantificação de carga interna do treinamento durante uma sessão ou durante um ciclo de treino. Os estudos pioneiros demonstraram uma boa relação entre a PSE da sessão e a resposta da FC (Banister *et al.*, 1975; Lucía *et al.*, 2003; Edwards., 1993). De fato, o TRIMP é uma alternativa para acompanhar o controle de carga da sessão ou ao longo da periodização do treinamento; porém a características

da modalidade e dos praticantes levam ao questionamento de quais métodos seriam o mais adequado.

A relação dos métodos do TRIMP_{PSE} e TRIMP_{FC} já foram investigadas na literatura em atletas de *handcycling* com LM, apresentando uma relação forte entre os métodos e a carga externa, porém é recomendado a utilização dos dois métodos visto que em alguns sujeitos essa relação foi fraca (Groot *et al.*, 2018). Além disso outros estudos fizeram a utilização do monitoramento de carga através dos TRIMP baseados na FC no paratriatlo e no *handcycling* (Harnish, Daniels e Caruso, 2017; Mujika, Orbañanos e Salazar, 2015). A carga do exercício intervalado na VC neste estudo, não apresentou uma correlação satisfatória ($r = -0,12$) entre os métodos TRIMP_{FC} e TRIMP_{PSE}. Portanto, todas limitações da utilização da FC em sujeitos com LM já citadas poderiam estar prejudicando a utilização do TRIMP baseado somente na FC. Somado a isso, a PSE da sessão ainda é uma estratégia de baixo custo e de simples aplicabilidade para monitorar a carga de treinamento de atletas, porém conforme destacado por Nakamura, Moreira e Aoki (2010), ainda são necessárias mais investigações do método da PSE da sessão em diferentes modalidades esportivas.

Em geral, ainda tem sido pouco investigado as respostas fisiológicas e perceptuais durante um exercício intervalado em atletas com LM, sendo que existem alguns estudos mais direcionados a essas respostas durante a performance ou competição (Abel *et al.*, 2006, 2010; Bernardi *et al.*, 2010; Fischer, Figueiredo e Ardigo, 2015). Visto que o treinamento intervalado apresenta grandes benefícios para pessoas e atletas com LM, é preciso compreender e entender melhor todas essas respostas durante o exercício para uma prescrição mais precisa e segura (Harnish, Daniels e Caruso, 2017; Tordi *et al.*, 2001; Valent *et al.*, 2009). Portanto, a VC se apresentou com uma boa ferramenta para determinação das intensidades do exercício, com boa aplicabilidade, e o treinamento intervalado quando realizado nessa intensidade apresentou respostas fisiológicas compatíveis para utilização de uma sessão de *endurance* de alta intensidade. No entanto, ainda se deve ter precaução na utilização da FC para determinação das intensidades e controle de carga durante um treinamento intervalado em atletas de *handcycling* com LM, e a PSE ainda se apresenta com uma boa alternativa para regular a intensidade ao longo da sessão.

Finalmente, sugere-se que mais estudos são necessários para investigar as respostas a partir de exercícios que utilizem o modelo de VC em exercícios com membros superiores e

indivíduos com LM, e é necessário um maior entendimento em relação a tolerância para exercícios na intensidade da VC.

6 CONCLUSÃO

Com base nos resultados do presente estudo pode se concluir que: 1) o modelo de VC parece ser uma boa alternativa para prescrição das intensidades do treinamento em atletas de *handcycling* com LM; 2) os métodos tradicionais para determinação dos limiares fisiológicos (LV₂ e PDFC) apresentaram boa associação com a VC podendo ser útil para identificação das zonas de intensidades em atletas de *handcycling*; 3) a VC quando intervalada em atletas de *handcycling* com LM, provavelmente está associada ao estado estacionário de lactato. Um protocolo de treinamento intervalado na VC (5min:50seg) apresentou uma estabilidade do lactato sanguíneo.

Nessa população ainda é preciso precaução para a utilização da FC para prescrição e monitoramento de carga, os mecanismos e diferentes respostas durante o exercício ainda precisam ser melhores investigados. Em contrapartida, a PSE se apresenta como uma boa alternativa, apresentando as respostas esperadas para a intensidade. Mais investigações avaliando as respostas fisiológicas na VC ou usando o modelo da VC em exercícios com membros superiores e em indivíduos com LM são necessárias, adicionalmente é preciso entender a tolerância em exercícios de resistência na intensidade da VC.

REFERÊNCIAS

ABEL, T. *et al.* Handbiking: Physiological responses to synchronous and asynchronous crank montage. **European Journal of Sport Science**, v. 3, n. 4, p. 1–9, 2003.

ABEL, T. *et al.* Performance diagnostics in handbiking during competition. **Spinal Cord**, v. 44, n. 4, p. 211–216, 2006.

ABEL, T. *et al.* The exercise profile of an ultra-long handcycling race: The Stykkeprøven experience. **Spinal Cord**, v. 48, n. 12, p. 894–898, 2010.

ARABI, H. *et al.* Evaluation of wheelchair users in the field and in laboratory: Feasibility of progressive tests and critical velocity tests. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 24, n. 5, p. 483–491, 1999.

ARNET, U. *et al.* Shoulder load during synchronous handcycling and handrim wheelchair propulsion in persons with paraplegia. **Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 44, n. 3, p. 222–228, 2012.

AU, J. S. *et al.* Assessing Ventilatory Threshold in Individuals With Motor-Complete Spinal Cord Injury. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 99, n. 10, p. 1991–1997, 2018.

AU, J. S.; ZEPETNEK, J. O. T. DE; MACDONALD, M. J. Modeling perceived exertion during graded arm cycling exercise in spinal cord injury. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 49, n. 6, p. 1190–1196, 2017.

AZEVEDO, P. *et al.* Commentaries on Viewpoint: VO₂peak is an acceptable estimate of cardiorespiratory fitness but not VO₂max. **Journal of Applied Physiology**, v. 125, n. 1, p. 233–240, jul. 2018.

BANISTER, E. W. *et al.* A System Model of Physical Training and Athletic Performance. **Aust. J. Sports Med**, n. 7, p. 57–61, 1975.

BARFIELD, J. P. *et al.* Disability type influences heart rate response during power wheelchair sport. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 37, n. 5, p. 718–723, 2005.

BARON, B. *et al.* Why does exercise terminate at the maximal lactate steady state

intensity? **British Journal of Sports Medicine**, v. 42, n. 10, p. 528–533, 2008.

BASSETT, D. R. Limiting factors for maximum oxygen uptake and determinants of endurance performance. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, n. June 1999, p. 70, jan. 2000.

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.

BENEKE, R. Methodological aspects of maximal lactate steady state-implications for performance testing. **European Journal of Applied Physiology**, v. 89, n. 1, p. 95–99, 2003.

BENEKE, R.; HUTLER, M.; LEITHAUSER, R. M. Maximal lactate-steady-state independent of performance. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 32, n. 6, p. 1135–1139, jun. 2000.

BERGH, U. *et al.* The relationship between body mass and oxygen uptake during running in humans. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 23, n. 2, p. 205–211, 1991.

BERGSTROM, H. C. *et al.* Differences Among Estimates of Critical Power and Anaerobic Work Capacity Derived From Five Mathematical Models and the Three-Minute All-Out Test. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 28, n. 3, p. 592–600, mar. 2014.

BERNARD, P. L. *et al.* Influence of lesion level on the cardioventilatory adaptations in paraplegic wheelchair athletes during muscular exercise. **Spinal Cord**, v. 38, n. 1, p. 16–25, 2000.

BERNARDI, M. *et al.* Field evaluation of paralympic athletes in selected sports: Implications for training. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 42, n. 6, p. 1200–1208, 2010.

BEVEGÅRD, B. S.; HOLMGREN, A.; JONSSON, B. Circulatory Studies in Well Trained Athletes at Rest and During Heavy Exercise, with Special Reference to Stroke Volume and the Influence of Body Position. **Acta Physiologica Scandinavica**, v. 57, n. 1–2, p. 26–50, jan. 1963.

BHAMBHANI, Y. N. *et al.* Ventilatory Threshold during Wheelchair Exercise in Untrained and Endurance-Trained Subjects with Quadriplegia. **Adapted Physical Activity Quarterly**, v. 12, n. 4, p. 333–343, out. 1995.

BILLAT, L. V. *et al.* Time in human endurance models. From empirical models to physiological models (Billat, L.V. et al -1999-). v. 27, n. 6, p. 1–21, 1999.

BILLAT, V. L. *et al.* The Concept of Maximal Lactate Steady State. **Sports Medicine**, v. 33, n. 6, p. 407–426, 2003.

BODNER, M. E.; RHODES, E. C. A review of the concept of the heart rate deflection point **Sports Medicine**, 2000.

BORG, G. Borg ' s Perceived Exertion And Pain Scales. **Human kinetics**, n. August, p. 49, 1998.

BORSZCZ, F. K.; TRAMONTIN, A. F.; COSTA, V. P. Is the Functional Threshold Power Interchangeable With the Maximal Lactate Steady State in Trained Cyclists? **International Journal of Sports Physiology and Performance**, v. 4, p. 1–21, 2019.

BRICKLEY, G.; DOUST, J.; WILLIAMS, C. A. Physiological responses during exercise to exhaustion at critical power. **European Journal of Applied Physiology**, v. 88, n. 1–2, p. 146–151, 2002.

BULL, A J. *et al.* Effect of mathematical modeling on the estimation of critical power. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 32, n. 2, p. 526–530, 2000.

BULL, A. J. *et al.* Physiological responses at five estimates of critical velocity. **European Journal of Applied Physiology**, v. 102, n. 6, p. 711–720, 2008.

BURNLEY, M; JONES, A. M. Oxygen uptake kinetics as a determinant of sports performance. **European Journal of Sport Science**, v. 7, n. 2, p. 63–79, 2007.

BURNLEY, M.; JONES, A. M. Power–duration relationship: Physiology, fatigue, and the limits of human performance. **European Journal of Sport Science**, v. 18, n. 1, p. 1–12, 2 jan. 2018.

CALIS, J. F. F.; DENADAI, B. S. Influência das cargas selecionadas na determinação da potência crítica determinada no ergômetro de braço em dois modelos lineares. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 6, n. 1, p. 1–4, 2000.

CAPODAGLIO, P.; BAZZINI, G. Predicting endurance limits in arm cranking exercise with a subjectively based method. **Ergonomics**, v. 39, n. 7, p. 924–932, 1996.

CAPUTO, F. *et al.* Exercício aeróbio : Aspectos bioenergéticos , ajustes fisiológicos , fadiga e índices de desempenho. 2009.

CHENG, B. *et al.* A new approach for the determination of ventilatory and lactate thresholds. **International journal of sports medicine**, v. 13, n. 7, p. 518–522, 1992.

CLINGELEFFER, A.; NAUGHTON, L. M.; DAVOREN, B. Critical power may be determined from two tests in elite kayakers. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v. 68, n. 1, p. 36–40, 1994.

COUTTS, K. D.; MCKENZIE, D. C. Ventilatory thresholds during wheelchair exercise in individuals with spinal cord injuries. **Paraplegia**, v. 33, n. 7, p. 419–422, 1995.

COUTTS, K. D.; RHODES, E. C.; MCKENZIE, D. C. Submaximal exercise responses of tetraplegics and paraplegics. **Journal of Applied Physiology**, v. 59, n. 1, p. 237–241, 1985.

COYLE, E. F.; GONZÁLEZ-ALONSO, J. Cardiovascular Drift during Prolonged Exercise: New Perspectives. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, v. 29, n. 2, p. 88–92, 2001.

CRAIG, J. C. *et al.* Critical Power. In: **Muscle and Exercise Physiology**. [s.l.] Elsevier, 2019. p. 159–181.

DALLMEIJER, A. J.; OTTJES, L.; *et al.* A physiological comparison of synchronous and asynchronous hand cycling. **International Journal of Sports Medicine**, v. 25, n. 8, p. 622–626, 2004.

DALLMEIJER, A. J.; ZENTGRAAFF, I. D. B.; *et al.* Submaximal physical strain and peak performance in handcycling versus handrim wheelchair propulsion. **Spinal Cord**, v. 42, n. 2, p. 91–98, 2004.

DEKERLE, J. *et al.* Maximal lactate steady state, respiratory compensation threshold and critical power. **European Journal of Applied Physiology**, v. 89, n. 3–4, p. 281–288, 2003.

DEKERLE, J.; NESI, X.; CARTER, H. The distance - Time relationship over a century of running Olympic performances: A limit on the critical speed concept. **Journal of Sports Sciences**, v. 24, n. 11, p. 1213–1221, 2006.

DENADAI, B.; CAPUTO, F. Efeitos do treinamento sobre a cinética do consumo de oxigênio durante o exercício realizado nos diferentes domínios de intensidade de esforço. **Motriz Revista de Educação Física - UNESP**, v. 9, n. 1, 2003.

DENADAI, B. S.; ORTIZ, M. J.; MELLO, M. T. DE. Índices Fisiológicos Associados Com a “Performance” Aeróbia Em Corredores De “Endurance”: Efeitos Da Duração Da Prova. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 10, n. 5, p. 401–404, 2004.

DITTRICH, N. *et al.* Continuous and intermittent running to exhaustion at maximal lactate steady state: Neuromuscular, biochemical and endocrinal responses. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 16, n. 6, p. 545–549, 2013.

DITUNNO, J. F. *et al.* **Spinal shock revisited: A four-phase model** **Spinal Cord**, 2004.

EDWARDS, S. High performance training and racing. In: **The Heart Rate Monitor Book**, S. Edwards (Ed.). Sacramento, CA: Feet Fleet Press, 1993, p. 113–123.

EERDEN, S.; DEKKER, R.; HETTINGA, F. J. Maximal and submaximal aerobic tests for wheelchair-dependent persons with spinal cord injury: a systematic review to summarize and identify useful applications for clinical rehabilitation. **Disability and Rehabilitation**, v. 40, n. 5, p. 497–521, 27 fev. 2018.

EKELUND, L. G. Circulatory and respiratory adaptation during prolonged exercise. **Acta Physiol Scand Suppl**, v. 292, p. 1–38, 1967.

FAUDE, O.; KINDERMANN, W.; MEYER, T. Lactate Threshold Concepts. **Sports Medicine**, v. 39, n. 6, p. 469–490, maio 2009.

FISCHER, G.; ARDIG, L. P. Bioenergetics and Biomechanics of Handbiking : focus on spinal cord injured athletes. p. 1–128, 2013.

FISCHER, G., et al. 2014. An exploratory study of respiratory muscle endurance training in high lesion level paraplegic handbike athletes. **Clin. J. Sport Med.** **24**(1): 69–75, 2014.

FISCHER, G.; FIGUEIREDO, P.; ARDIGÒ, L. P. Physiological Performance Determinants of a 22 km Handbiking Time Trial. **International journal of sports physiology and performance**, n. April 2016, p. 965–971, 2015.

FOSTER, C. *et al.* A new approach to monitoring exercise training. **Journal of strength and conditioning research**, v. 15, n. 1, p. 109–115, fev. 2001.

FUKUBA, Y.; WHIPP, B. J. A metabolic limit on the ability to make up for lost time in endurance events. **Journal of Applied Physiology**, v. 87, n. 2, p. 853–861, ago. 1999.

FUKUOKA, Y. *et al.* Kinetics and steady-state of $\dot{V}O_2$ responses to arm exercise in trained spinal cord injury humans. **Spinal Cord**, v. 40, n. 12, p. 631–638, 2002.

FUKUOKA, Y. *et al.* Effects of wheelchair training on $\dot{V}O_2$ kinetics in the participants with spinal-cord injury. **Disability and Rehabilitation: Assistive Technology**, v. 1, n. 3, p. 167–174, 2006.

GAESSER, G. A.; POOLE, D. C. The Slow Component of Oxygen Uptake Kinetics in Humans. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, v. 24, p. 3570, 1996.

GIL, Antônio Carlos. Como elaborar projetos de pesquisa. 4. ed. São Paulo: Atlas, 2008

GONZÁLEZ-ALONSO, J.; MORA-RODRÍGUEZ, R.; COYLE, E. F. Supine exercise restores arterial blood pressure and skin blood flow despite dehydration and hyperthermia. **American Journal of Physiology - Heart and Circulatory Physiology**, v. 277, n. 2 46-2, p. 5–12, 1999.

GOOSEY-TOLFREY, V. *et al.* Regulating intensity using perceived exertion in spinal cord-injured participants. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 42, n. 3, p. 608–613, 2010a.

GOOSEY-TOLFREY, V.; 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.

GROOT, S. *et al.* Relationships between internal and external handcycle training load in people with spinal cord injury training for the handbikebattle. **Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 50, n. 3, p. 261–268, 2018.

GROOT, S. DE *et al.* An Incremental Shuttle Wheel Test for Wheelchair Tennis

Players. **International Journal of Sports Physiology and Performance**, v. 11, n. 8, p. 1111–1114, nov. 2016.

GROSSL, T. *et al.* Time to exhaustion at intermittent maximal lactate steady state is longer than continuous cycling exercise. **Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism**, v. 37, n. 6, p. 1047–1053, 2012.

HAISMA, J. A. *et al.* Changes in Physical Capacity During and After Inpatient Rehabilitation in Subjects With a Spinal Cord Injury. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 87, n. 6, p. 741–748, 2006.

HARNISH, C. R.; DANIELS, J. A.; CARUSO, D. Training response to high-intensity interval training in a 42-year-old man with chronic spinal cord injury. **Journal of Spinal Cord Medicine**, v. 40, n. 2, p. 246–249, 2017.

HETTINGA, F. J. *et al.* Hand-Cycling: An Active Form of Wheeled Mobility, Recreation, and Sports. **Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America**, v. 21, n. 1, p. 127–140, 2010.

HILL, D. W. The Critical Power Concept. **Sports Medicine**, v. 16, n. 4, p. 237–254, out. 1993.

HILL, D. W.; ALAIN, C.; KENNEDY, M. D. Modeling the Relationship between Velocity and Time to Fatigue in Rowing. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 35, n. 12, p. 2098–2105, 2003.

HILL, D. W.; POOLE, D. C.; SMITH, J. C. The relationship between power and the time to achieve .VO₂(max). **Medicine and science in sports and exercise**, v. 34, n. 4, p. 709–14, abr. 2002.

HORIUCHI, M.; FUKUOKA, Y. Absence of cardiovascular drift during prolonged arm-crank exercise in individuals with spinal cord injury. **Spinal Cord**, 4 jun. 2019.

HOUSH, T. J. *et al.* The effect of mathematical modelling on critical velocity. **European Journal of Applied Physiology**, v. 84, n. 5, p. 469–475, 2001.

HUTCHINSON, M. J. *et al.* Perceptually regulated training does not influence the differentiated RPE response following 16-weeks of aerobic exercise in adults with spinal cord injury. **Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism**, v. 44, n. 0, p. apnm-2019-0062, 28 jun. 2019.

ITU. ITU Paratriathlon Athlete Classification Rules. n. December, 2017.

JANSSEN, T. W. J. *et al.* Normative values and determinants of physical capacity in individuals with spinal cord injury. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 39, n. 1, p. 29–39, 2002.

JONES, A. M.; DOUST, J. H. A 1% treadmill grade most accurately reflects the energetic cost of outdoor running. **Journal of Sports Sciences**, v. 14, n. 4, p. 321–327, 1996.

JONES, A. M.; VANHATALO, A. **The ‘Critical Power’ Concept: Applications to Sports Performance with a Focus on Intermittent High-Intensity Exercise** *Sports Medicine* Springer International Publishing, , 2017.

KARSTEN, B. *et al.* High agreement between laboratory and field estimates of critical power in cycling. **International Journal of Sports Medicine**, v. 35, n. 4, p. 298–303, 2014.

KARSTEN, B. Analysis of Reliability and Validity of Critical Power Testing in the Field. 2014.

KIRBY, B. S.; BRADLEY, E. M.; WILKINS, B. W. Critical Velocity during Intermittent Running with Changes of Direction. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 51, n. 2, p. 308–314, fev. 2019.

KOUWIJZER, I. *et al.* Interrater and intrarater reliability of ventilatory thresholds determined in individuals with spinal cord injury. **Spinal Cord**, 2019.

KRASSIOUKOV, A. Autonomic function following cervical spinal cord injury. **Respiratory Physiology and Neurobiology**, v. 169, n. 2, p. 157–164, 2009.

KRASSIOUKOV, A. V. *et al.* Assessment of autonomic dysfunction following spinal cord injury: Rationale for additions to international standards for neurological assessment. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 44, n. 1, p. 103–112, 2007.

LEGAZ-ARRESE, A. *et al.* The traditional maximal lactate steady state test versus the 5 × 2000m test. **International Journal of Sports Medicine**, v. 32, n. 11, p. 845–850, 2011.

LEICHT, C. A. *et al.* The verification phase and reliability of physiological parameters in peak testing of elite wheelchair athletes. **European Journal of Applied Physiology**, v. 113, n. 2, p. 337–345, 2013.

LEICHT, C. A. *et al.* Blood lactate and ventilatory thresholds in wheelchair athletes with tetraplegia and paraplegia. **European Journal of Applied Physiology**, v. 114, n. 8, p. 1635–1643, 2014.

LEICHT, C. A.; BISHOP, N. C.; GOOSEY-TOLFREY, V. L. Submaximal exercise responses in tetraplegic, paraplegic and non spinal cord injured elite wheelchair athletes. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 22, n. 6, p. 729–736, 2012.

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

LEWIS, J. E. *et al.* The Relationship Between Perceived Exertion and Physiologic Indicators of Stress During Graded Arm Exercise in Persons With Spinal Cord Injuries. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 88, n. 9, p. 1205–1211, 2007.

LOURENÇO, T. F. *et al.* Prediction of 3000-m Running Performance Using Classic Physiological Respiratory Responses. **International Journal of Kinesiology and Sports Science**, v. 6, n. 3, p. 18, 2018.

LOVELL, D. *et al.* The aerobic performance of trained and untrained handcyclists with spinal cord injury. **European Journal of Applied Physiology**, v. 112, n. 9, p. 3431–3437, 2012.

LUCAS, R. D. DE *et al.* The validity of critical speed determined from track cycling for identification of the maximal lactate steady state. **Biology of Sport**, v. 19, n. 3, p. 239–249, 2002.

LUCAS, RICARDO D. DE *et al.* Is the critical running speed related to the intermittent maximal lactate steady state? **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 11, n. 1, p. 89–94, 2012.

LUCAS, RICARDO D DE *et al.* Is the critical running speed related to the intermittent maximal lactate steady state? **Journal of sports science & medicine**, v. 11, n. 1, p. 89–94, jan. 2012.

LUCAS, R. D. DE *et al.* Time to exhaustion at and above critical power in trained cyclists: The relationship between heavy and severe intensity domains. **Science and Sports**, v. 28, n. 1, p. e9–e14, 2013.

LUCÍA, A. *et al.* Tour de France versus Vuelta a España: Which is harder? **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 35, n. 5, p. 872–878, 2003.

MARCEL FERNANDES NASCIMENTO, E. *et al.* Determination of lactate thresholds in maximal running test by heart rate variability data set. **Asian Journal of Sports Medicine**, v. 8, n. 3, 2017.

MARTIN BLAND, J.; ALTMAN, D. STATISTICAL METHODS FOR ASSESSING AGREEMENT BETWEEN TWO METHODS OF CLINICAL MEASUREMENT. **The Lancet**, v. 327, n. 8476, p. 307–310, fev. 1986.

MCLELLAN, T. M.; GASS, G. C. The relationship between the ventilation and lactate thresholds following normal, low and high carbohydrate diets. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v. 58, n. 6, p. 568–576, 1989.

MEYER, T. *et al.* A conceptual framework for performance diagnosis and training prescription from submaximal gas exchange parameters - Theory and application. **International Journal of Sports Medicine, Supplement**, 2005a.

MILLS, P. B.; KRASSIOUKOV, A. Autonomic function as a missing piece of the classification of Paralympic athletes with spinal cord injury. **Spinal Cord**, v. 49, n. 7, p. 768–776, 2011.

MITCHELL, E. A. *et al.* Critical power is positively related to skeletal muscle capillarity and type I muscle fibers in endurance-trained individuals. **Journal of Applied**

Physiology, v. 125, n. 3, p. 737–745, set. 2018.

MONOD, H.; SCHERRER, J. The work capacity of a synergic muscular group. **Ergonomics**, v. 8, n. 3, p. 329–338, 1965.

MORITANI, T. *et al.* Critical power as a measure of physical work capacity and anaerobic threshold. **Ergonomics**, v. 24, n. 5, p. 339–350, 1981.

MUJIKA, I.; ORBAÑANOS, J.; SALAZAR, H. Physiology and training of a world-champion paratriathlete. **International Journal of Sports Physiology and Performance**, v. 10, n. 7, p. 927–930, 2015.

MUNIZ-PUMARES, D. *et al.* Methodological Approaches and Related Challenges Associated With the Determination of Critical Power and Curvature Constant. **Journal of strength and conditioning research**, v. 33, n. 2, p. 584–596, fev. 2019.

NAKAMURA, F. Y.; MOREIRA, A.; AOKI, M. S. Monitoramento da carga de treinamento: a percepção subjetiva do esforço da sessão é um método confiável? **Revista da Educação Física/UEM**, v. 21, n. 1, 27 mar. 2010.

OKUNO, N. M. *et al.* Physiological and Perceived Exertion Responses at Intermittent Critical Power and Intermittent Maximal Lactate Steady State. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 25, n. 7, p. 2053–2058, jul. 2011.

PENTEADO, R. *et al.* Physiological responses at critical running speed during continuous and intermittent exhaustion tests. **Science and Sports**, v. 29, n. 6, p. e99–e105, 2014a.

PIUCCO, T.; LUCAS, R. D. DE. Application of critical intensity model during slide board skating. **Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism**, v. 44, n. 4, p. 443–446, 15 abr. 2019.

POOLE, D. C. *et al.* Metabolic and respiratory profile of the upper limit for prolonged exercise in man. **Ergonomics**, v. 31, n. 9, p. 1265–1279, 1988.

POOLE, D. C. *et al.* Critical power: An important fatigue threshold in exercise physiology. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 48, n. 11, p. 2320–2334, 2016.

POOLES, D. C. *et al.* Metabolic and respiratory profile of the upper limit for prolonged exercise in man. **Ergonomics**, v. 31, n. 9, p. 1265–1279, 1988.

POULAIN, M. *et al.* Reproducibility of the Adapted Leger and Boucher Test for wheelchair-dependent athletes. p. 129–135, 1999.

PRAMPERO, P. E. DI *et al.* The critical velocity in swimming. **European Journal of Applied Physiology**, v. 102, n. 2, p. 165–171, 2008.

QUITTMANN, O. J. *et al.* Lactate kinetics in handcycling under various exercise

modalities and their relationship to performance measures in able-bodied participants European Society of Cardiology. **European Journal of Applied Physiology**, v. 0, n. 0, p. 0, 2018.

SANTOS, Saray Giovana dos. Métodos e Técnicas de Pesquisa Quantitativa Aplicada à Educação Física. Florianópolis: Tribo da Ilha, 2011. 240 p

SCHMID, A. *et al.* Heart rate deflection compared to 4 mmol⁻¹ lactate threshold during incremental exercise and to lactate during steady-state exercise on an arm-cranking ergometer in paraplegic athletes. **European Journal of Applied Physiology**, v. 78, n. 2, p. 177–182, 1 jun. 1998.

SCHNEIDER, D. A. *et al.* $\dot{V}O_2$ (2peak) and the gas-exchange anaerobic threshold during incremental arm cranking in able-bodied and paraplegic men. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v. 80, n. 4, p. 292–297, 1999.

SMITH, J. C.; DANGELMAIER, B. S.; HILL, D. W. Critical power is related to cycling time trial performance. **International Journal of Sports Medicine**, v. 20, n. 6, p. 374–378, 1999.

SOUZA, K. M. *et al.* Maximal power output during incremental cycling test is dependent on the curvature constant of the power-time relationship. **Applied Physiology, Nutrition and Metabolism**, v. 40, n. 9, p. 895–898, 2015.

STEPHENSON, B. T. *et al.* High Thermoregulatory Strain During Competitive Paratriathlon Racing in the Heat. **International Journal of Sports Physiology and Performance**, p. 1–7, 2019.

TAKAHASHI, S. *et al.* A method for determining critical swimming velocity. **International Journal of Sports Medicine**, v. 30, n. 2, p. 119–123, 2009.

THEISEN, D. **Cardiovascular determinants of exercise capacity in the Paralympic athlete with spinal cord injury** Experimental Physiology. 2012

TORDI, N. *et al.* Interval training program on a wheelchair ergometer for paraplegic subjects. **Spinal Cord**, v. 39, n. 10, p. 532–537, 19 out. 2001.

TURNES, T.; AGUIAR, R. A. DE; CRUZ, R. S. DE O.; *et al.* Interval training in the boundaries of severe domain: effects on aerobic parameters. **European Journal of Applied Physiology**, v. 116, n. 1, p. 161–169, 2016.

TURNES, T.; AGUIAR, R. A. DE; OLIVEIRA CRUZ, R. S. DE; *et al.* Short-term interval training at both lower and higher intensities in the severe exercise domain result in improvements in $\dot{V}O_2$ kinetics. **European Journal of Applied Physiology**, v. 116, n. 10, p. 1975–1984, 2016.

UNION CYCLISTE INTERNATIONALE. UCI Cycling Regulations. p. 1–81, 2019.

VALENT, L. J. *et al.* Influence of Hand Cycling on Physical Capacity in the Rehabilitation of Persons With a Spinal Cord Injury: A Longitudinal Cohort Study. **Archives**

of **Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 89, n. 6, p. 1016–1022, 2008.

VALENT, L. J. M. *et al.* Effects of Hand Cycle Training on Physical Capacity in Individuals With Tetraplegia: A Clinical Trial. **Physical Therapy**, v. 89, n. 10, p. 1051–1060, 2009.

VALENT, L. J. M. *et al.* Effects of hand cycle training on wheelchair capacity during clinical rehabilitation in persons with a spinal cord injury. **Assistive Technology Research Series**, v. 26, n. 26, p. 79–81, 2010.

VANHATALO, A. *et al.* Influence of hyperoxia on muscle metabolic responses and the power-duration relationship during severe-intensity exercise in humans: A ³¹P magnetic resonance spectroscopy study. **Experimental Physiology**, v. 95, n. 4, p. 528–540, 2010.

VANHATALO, A.; JONES, A. M.; BURNLEY, M. Application of critical power in sport. **International journal of sports physiology and performance**, v. 6, n. 1, p. 128–36, mar. 2011.

VANLANDEWIJCK, Y. C.; THOMPSON, W. R. **The Paralympic athlete: handbook of sports medicine and science**. Oxford, UK: Blackwell Science Ltd, 2011.

VODLOZEROV, V. The organization and conducting of paratriathlon competitions. **SlobozhanSkyi herald of Science and Sport Udk**, v. 1, n. 57, p. 95–99, 2017.

WEST, C.; BELLANTONI, A.; KRASSIOUKOV, A. Cardiovascular Function in Individuals with Incomplete Spinal Cord Injury: A Systematic Review. **Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation**, v. 19, n. 4, p. 267–278, 2013.

WEST, C. R. *et al.* Cardiovascular control, autonomic function, and elite endurance performance in spinal cord injury. **Scandinavian journal of medicine & science in sports**, v. 25, n. 4, p. 476–485, ago. 2015.

WEST, C. R.; MILLS, P.; KRASSIOUKOV, A. V. Influence of the neurological level of spinal cord injury on cardiovascular outcomes in humans: A meta-analysis. **Spinal Cord**, v. 50, n. 7, p. 484–492, 2012.

WEST, C. R.; WONG, S. C.; KRASSIOUKOV, A. V. Autonomic cardiovascular control in paralympic athletes with spinal cord injury. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 46, n. 1, p. 60–68, 2014a.

WINGO, J. E.; GANIO, M. S.; CURETON, K. J. Cardiovascular drift during heat stress: Implications for exercise prescription. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, v. 40, n. 2, p. 88–94, 2012.

WOUDE, L. H. V. VAN DER *et al.* Handcycling: Different modes and gear ratios. **Journal of Medical Engineering and Technology**, v. 24, n. 6, p. 242–249, 2000.

WOUDE, L. H. V. VAN DER *et al.* Alternative Modes of Manual Wheelchair

Ambulation. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 80, n. 10, p. 765–777, out. 2001.

WOUDE, L. H. V. VAN DER; GROOT, S. DE; JANSSEN, T. W. J. Manual wheelchairs: Research and innovation in rehabilitation, sports, daily life and health. **Medical Engineering and Physics**, v. 28, n. 9, p. 905–915, 2006.

WOUDE, L. VAN DER *et al.* Physical strain of handcycling: An evaluation using training guidelines for a healthy lifestyle as defined by the American College of Sports Medicine. **The Journal of Spinal Cord Medicine**, v. 36, n. 4, p. 376–382, 15 jul. 2013.

YOSHIDA, T. Effect of exercise duration during incremental exercise on the determination of anaerobic threshold and the onset of blood lactate accumulation. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v. 53, n. 3, p. 196–199, 1984.

ZIPFEL, E. *et al.* Design of a custom racing hand-cycle: Review and analysis. **Disability and Rehabilitation: Assistive Technology**, v. 4, n. 2, p. 119–128, 2009.

APÊNDICE

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Você está sendo convidado(a) a participar da pesquisa **AVALIAÇÃO FUNCIONAL AERÓBIA EM PARATLETAS CADEIRANTES**. Esta pesquisa segue as recomendações da Resolução 466/2012, publicado pelo Conselho Nacional de Saúde (CNS). Agradecemos antecipadamente a vossa participação e colaboração.

Todas as coletas de dados serão realizadas no Laboratório de Esforço Físico (LAEF) localizado no Centro de Desporto (CDS) da Universidade Federal de Santa Catarina. Todos os testes serão realizados em uma esteira rolante motorizada e dimensionada para cadeira de rodas e bicicletas. Nesta esteira, há um sistema de segurança de acoplamento da bicicleta a um trilho lateral (barra estabilizadora) que garante que você esteja 100% seguro sem que seja necessário se equilibrar ou se preocupar em cair caso pare de pedalar.

Com sua adesão ao estudo, você deverá estar disponível para a pesquisa em um total de 5 sessões de avaliações, que seguirão da seguinte maneira:

Na 1ª sessão serão apresentados os procedimentos gerais de cada teste, e serão obtidas medidas de seu peso e estatura, além de uma anamnese relacionada com sua deficiência. Em seguida, será conduzido um teste de velocidade incremental, precedido por um aquecimento de 3 minutos pedalando em baixa intensidade. Logo após, o teste iniciará com uma velocidade determinada a partir de informações do treinamento, e será aumentada a velocidade em 1 km/h a cada três minutos durante cinco estágios sucessivos. Entre cada estágio de 3 minutos haverá um intervalo de 30 segundos, onde será coletada uma pequena amostra (25µl) de sangue do lóbulo de sua orelha. Após isso, o teste continuará com aumentos de 1 km/h a cada 1 minuto, até você entender que não consegue pedalar mais na dada velocidade (exaustão voluntária). Durante este e os demais testes serão medidos os gases da sua respiração, motivo pelo qual você utilizará uma máscara facial de silicone conectada a um sistema de medição.

Nas sessões seguintes 2^a, 3^a e 4^a para determinação da velocidade crítica serão realizados teste em velocidade constante até sua exaustão voluntária (95%, 100% e 105% da velocidade máxima). Antes de cada teste você completará um aquecimento de 10 minutos em 50% da sua velocidade máxima obtida no teste 1, seguidos de um descanso de 5 minutos. Na 5^a e última sessão será realizado um teste intermitente conduzido na sua velocidade crítica durante 30 minutos, sendo que você irá pedalar na velocidade crítica por 5 minutos e descansar 45 segundos, período a qual será coletada a amostra de sangue como descrita anteriormente. As sessões serão distribuídas em três dias seguidos com um intervalo de 24 horas, sendo que no primeiro dia acontecerão a 1^a e 2^a sessões, no segundo dia a 3^a e 4^a sessões, e no terceiro dia a e última 5^a sessão. Entre cada sessão que acontecer no mesmo dia vai ser respeitada uma recuperação de 2 a 4 horas.

Para participar deste estudo você deve estar apto para realizar exercícios físicos de alta intensidade e estar envolvido com a prática das modalidades (recreacionalmente ou competitivamente). Os riscos relacionados com a sua participação referem-se a algum possível desconforto gerado pelo esforço máximo e submáximo dos testes, e às coletas de sangue, que serão realizadas no lóbulo da orelha por meio de materiais descartáveis. O desconforto se resume à picada da lanceta, não requerendo nenhum cuidado especial posterior. O material biológico retirado (sangue) será destinado para análises de lactato sanguíneo exclusivamente e será descartado após a análise.

Caso existam possíveis desconfortos relativos ao esforço máximo (por exemplo queda de pressão arterial), você será atendido prontamente pelo profissional especialista em Primeiros Socorros Prof. Dr. Ricardo Dantas de Lucas. Caso ocorra este tipo de situação, o profissional lhe manterá deitado com as costas no chão e elevará ligeiramente suas pernas, monitorando continuamente seus sinais vitais (respiração e pulso cardíaco).

Todo procedimento de coleta do sangue será realizado por um dos pesquisadores deste estudo, sendo estes devidamente treinados e experientes em tal procedimento. Para obter estas pequenas amostras de sangue será realizada uma pequena perfuração no lóbulo de sua orelha com material devidamente esterilizado e descartável.

Quanto aos benefícios e vantagens em participar deste estudo, você contribuirá de forma única para o desenvolvimento da ciência, dando possibilidade a novas descobertas e o avanço das pesquisas, bem como tomará conhecimento de sua capacidade funcional aeróbia (suas potências de limiar de lactato e de consumo máximo de oxigênio lhe serão fornecidas).

Ao aceitar participar desta pesquisa, você permitirá que o grupo de pesquisadores relacionados abaixo obtenha fotografias, filmagens ou gravações de sua pessoa com fins científico, médico, educacional e de pesquisa. Tal material poderá ser publicado em aulas, congressos, palestras ou periódicos científicos, sem que, no entanto, sua identificação por nome seja feita. A sua identidade será preservada, pois cada indivíduo será identificado por um número. Apesar dos esforços e das providências necessárias tomadas pelos pesquisadores, sempre existe a remota possibilidade de quebra de sigilo, ainda que involuntária e não intencional.

Você poderá retirar-se do estudo a qualquer momento, sem qualquer tipo de constrangimento. Sua participação não é obrigatória, não haverá nenhuma forma de compensação financeira e não haverá nenhum custo para você. A legislação brasileira não permite que você tenha qualquer compensação financeira pela sua participação em pesquisa. No entanto, conforme item IV3 da Resolução 466/2012, caso alguma despesa extraordinária associada à pesquisa venha a ocorrer, ou se for necessária alguma indenização diante de eventuais danos decorrentes da pesquisa, estas ficam garantidas nos termos da lei.

Você receberá uma cópia deste termo assinada pelo pesquisador responsável. Guarde-a cuidadosamente, pois ela é um documento que garante os seus direitos como participante da pesquisa, e onde constam as informações de contato dos pesquisadores.

Caso deseje, você pode tirar suas dúvidas a qualquer momento (24 horas por dia) com os pesquisadores por meio dos contatos abaixo. Segue também o endereço do **COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA EM SERES HUMANOS (CEPSH) da UFSC**, caso julgue necessário alguma comunicação.

PROF. DR. RICARDO DANTAS DE LUCAS (Pesquisador responsável)

R. Olavo Juvenal Ramos, 806 - Campeche - CEP: 88065-165 - Florianópolis -

SC

E-mail: ricardo.dantas@ufsc.br

Telefones: (48) 3721-9924 ou (48) 99126-6136

Assinatura: _____

MESTRANDO DIEGO ANTUNES(Profissional de Educação Física)

R. Capitão Romualdo de Barros, 611 Apto 204 - Carvoeira - CEP: 88040-600

- Florianópolis -SC

E-mail: diegoantunestreinador@gmail.com

Telefone: (48) 991687107

Assinatura: _____

**COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA EM SERES HUMANOS (CEPSH) da
UFSC**

Rua Desembargador Vitor Lima, nº 222, Reitoria II, 4ºandar, sala 401,
Trindade, Florianópolis.

Telefone: (48)3721-6094

TERMO DE CONSENTIMENTO

Eu, _____, portador do R.G. número _____, declaro que fui informado sobre todos os procedimentos, riscos e benefícios da pesquisa, que li o presente **TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**, que recebi de forma clara e objetiva todas as explicações pertinentes ao projeto e que esclareci quaisquer eventuais dúvidas junto aos pesquisadores responsáveis. Eu compreendo que, neste estudo, as medições dos experimentos/procedimentos serão feitas em mim. Declaro que estou ciente de que posso me retirar do estudo a qualquer momento sem nenhum prejuízo, participando do mesmo por livre e espontânea vontade. Ainda, autorizo a utilização dos dados deste teste e de eventuais fotografias, vídeos e gravações para fins de pesquisa, bem como a divulgação dos mesmos e de seus resultados por quaisquer meios, desde que sejam tomadas as medidas possíveis para a manutenção de meu anonimato.

Assinatura _____ **do** _____ **participante:**

Caso seja o participante menor de 18 anos:

Nome _____ **do** _____ **responsável** _____ **por**
extenso: _____

Assinatura _____ **do** _____ **responsável:**

Local e data: Florianópolis, ____/____/____.

Pesquisadores:

Prof. Dr. Ricardo Dantas de Lucas

Responsável pela pesquisa

Diego Antunes

Profissional de Educação Física

ANEXO – Anamnese

ANAMNESE

Nome: _____ Data de Nascimento: _____
Naturalidade: _____ Nacionalidade: _____
CPF: _____ RG: _____
Endereço: _____
Fone: _____ (Res.), (Cel) e-mail: _____
Peso: _____ Estatura: _____
Nível da lesão _____ Completa ou Incompleta?
Tempo da lesão (anos): _____ Origem Traumática?

Pratica atividade física/esporte? Sim Não
Qual(is) e a quanto tempo?

Quantas vezes por semana?

Faz quantas refeições por dia? 1 2 3 4 5 Mais de 5
Faz dieta ou suplementação alimentar? Sim Não

Dorme quantas horas por noite?

É fumante? Sim Não
Quantos cigarros por dia? _____
Se parou, a quanto tempo?
Consome bebida alcoólica? Quais?

Com que frequência semanal? _____

Consome drogas estimulantes como cocaína, LSD ou anfetaminas? Quais?

Com que frequência semanal? _____

Faz uso de medicamentos? Quais?

Tem ou teve recentemente uma ou mais das patologias abaixo:

- | | | |
|--|---|--------------------------------------|
| <input type="checkbox"/> Problemas cardíacos | <input type="checkbox"/> Problemas pulmonares | <input type="checkbox"/> Tonturas |
| <input type="checkbox"/> Hipertensão | <input type="checkbox"/> Bronquite | <input type="checkbox"/> Asma |
| <input type="checkbox"/> Colesterol elevado | <input type="checkbox"/> Glicose elevada | <input type="checkbox"/> Diabetes |
| <input type="checkbox"/> Convulsões | <input type="checkbox"/> Fratura óssea | <input type="checkbox"/> Cirurgia |
| <input type="checkbox"/> Dor de cabeça frequente | <input type="checkbox"/> Bursites, artrites, tendinites | <input type="checkbox"/> Osteoporose |

Especifique: _____

COMPLICAÇÕES SECUNDÁRIAS DA LESÃO MEDULAR

1. Infecções do trato urinário

1.1 Considerando os últimos 3 meses, você tem sentido algum dos sintomas como febre, urina turva, problemas com o cateter e fez uso de antibióticos?

Sim . Com que frequência?

1.2 Já precisou de internação hospitalar devido à infecção do trato urinário?

Não

Sim . Com que frequência? _____

1.3 Faz consultas de rotina com o urologista?

Não

Sim . Com que frequência?

2.Úlceras de decúbito

2.1 Considerando os últimos 3 meses, você desenvolveu úlceras de decúbito? Se sim, em quais partes do corpo e qual o estágio?

Estágio 1 pele está intacta, mas se observa vermelhidão e um pouco de ulceração de pele.

Estágio 2 a pele já está perdendo sua espessura, manifestando abrasão, bolha ou cratera superficial

Estágio 3 se observa uma ferida de espessura completa, envolvendo a epiderme, a derme e o subcutâneo.

Estágio 4 lesões significante, destruição ou necrose para os músculos, ossos e estruturas de suporte (tendões e cápsula articular).

1 2 3 4 calcanhares

1 2 3 4 região pélvica (nádega)

1 2 3 4 cotovelos

1 2 3 4 tronco

3.Espasticidade

3.1 Considerando os últimos 3 meses, você tem sentido espasmos?

Não

Sim

Se sim, com que frequência?

1 espasmo por dia

2-5 espasmos por dia

6-9 espasmos por dia

10 ou mais espasmos por dia

Os espasmos prejudicam a funcionalidade das suas atividades da vida diária?

não prejudica

prejudica pouco

prejudica muito

4. Problemas Cardiovasculares

4.1 Quais desses problemas cardiovasculares ocorreram após a lesão?

nenhum

marca-passo cardíaco Data __/__/__

episódio de infarto do miocárdio Data __/__/__

acidente vascular encefálico Data __/__/__

trombose venosa profunda Data __/__/__

Outras:

4.2 Considerando os últimos 3 meses, você teve algum episódio de disreflexia autonômica?
Sintomas: dor de cabeça, visão embaçada, nariz obstruído, sudorese e vermelhidão acima do nível da lesão, bradicardia e pressão arterial bastante elevada.

Sim Não

4.3 Considerando os últimos 3 meses, você teve algum episódio pressão arterial baixa e tonturas?

Sim Não

4.4 Usa algum tipo de recurso para aliviar edema e inchaço nas pernas?

Sim Não

Se sim, especifique: _____

5. Problemas Respiratórios

Considerando os últimos 3 meses, você teve problemas respiratórios?

Sim Não

Se sim, especifique: _____

6. Fraturas

Após a lesão, sofreu alguma fratura?

Sim Não

Se sim, especifique: _____

7. Dor neuropática?

Sim Não

Se sim, especifique: _____

8. Ossificação Heterotópica

Sim Não

Se sim, especifique: _____