

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
FACULDADE DE MEDICINA
INSTITUTO DO CORAÇÃO EDSON SAAD**

HUGO VALVERDE REIS

**VALIDADE DA DETERMINAÇÃO DO LIMIAR ANAERÓBIO PELA RESPOSTA
DA FREQUÊNCIA CARDÍACA EM EXERCÍCIO FÍSICO DE POTÊNCIA
INCREMENTAL: COMPARAÇÃO COM PADRÃO OURO**

RIO DE JANEIRO

Dezembro 2020

Hugo Valverde Reis

**VALIDADE DA DETERMINAÇÃO DO LIMIAR ANAERÓBIO PELA RESPOSTA
DA FREQUÊNCIA CARDÍACA EM EXERCÍCIO FÍSICO DE POTÊNCIA
INCREMENTAL: COMPARAÇÃO COM PADRÃO OURO**

Defesa de Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Cardiologia do Departamento de Clínica Médica da Faculdade de Medicina da Universidade Federal do Rio de Janeiro como parte dos requisitos para a obtenção do título de Doutor em Ciências Cardiovasculares.

Orientador:

Prof. Dr. Michel Silva Reis

Pesquisa realizada no Grupo de Pesquisa em Avaliação e Reabilitação Cardiorrespiratória (GECARE) / Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ)

Apoio financeiro:

Aluno bolsista pelo Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) e Fundação Carlos Chagas de Apoio à Pesquisa Científica do Estado do Rio de Janeiro (FAPERJ)

RIO DE JANEIRO

Dezembro 2020

CIP - Catalogação na Publicação

RR375v Reis, Hugo Valverde
Validade da determinação do limiar anaeróbio pela
resposta da frequência cardíaca em exercício físico de
potência incremental: comparação com padrão ouro /
Hugo Valverde Reis. -- Rio de Janeiro, 2020.
77 f.

Orientador: Michel Silva Reis.
Tese (doutorado) - Universidade Federal do Rio
de Janeiro, Faculdade de Medicina, Programa de Pós
Graduação em Medicina (Cardiologia), 2020.

1. Frequência cardíaca. 2. Limiar de anaerobiose.
3. Teste de exercício cardiopulmonar. I. Reis,
Michel Silva, orient. II. Título.

Elaborado pelo Sistema de Geração Automática da UFRJ com os dados fornecidos pelo(a) autor(a), sob a responsabilidade de Miguel Romeu Amorim Neto - CRB-7/6283.

Hugo Valverde Reis

**VALIDADE DA DETERMINAÇÃO DO LIMIAR ANAERÓBIO PELA RESPOSTA
DA FREQUÊNCIA CARDÍACA EM EXERCÍCIO FÍSICO DE POTÊNCIA
INCREMENTAL: COMPARAÇÃO COM PADRÃO OURO**

Defesa de Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Cardiologia do Departamento de Clínica Médica da Faculdade de Medicina da Universidade Federal do Rio de Janeiro como parte dos requisitos para a obtenção do título de Doutor em Ciências Cardiovasculares.

Orientador: Prof. Dr. Michel Silva Reis

Aprovada em _____ de _____ de 2020.

Profa. Dra. Solange Guizilini

PPG Medicina (Cardiologia) / Universidade Federal de São Paulo - membro externo

Profa. Dra. Alessandra Choqueta de Toledo Arruda

Faculdade de Fisioterapia / Universidade Federal do Rio de Janeiro

PPG Ciências Cardiovasculares / Universidade Federal Fluminense – membro externo

Prof. Dr. Mauricio de Sant'Anna Junior

Curso de Fisioterapia / Instituto Federal do Rio de Janeiro

PPG IBCCF / Universidade Federal do Rio de Janeiro – membro externo

Profa. Dra. Glorimar Rosa

PPG Medicina (Cardiologia) / Faculdade de Medicina / Universidade Federal do Rio de Janeiro – membro interno

Prof. Dr. Tiago Arruda Sanchez

PPG Medicina (Cardiologia) / Faculdade de Medicina / Universidade Federal do Rio de Janeiro – membro interno

DEDICATÓRIA E AGRADECIMENTOS

Primeiramente gostaria de dedicar e agradecer a minha família por me proporcionar todo o possível para que eu chegasse até aqui sempre podendo contar com seu incondicional apoio. Me sinto imensamente privilegiado de tê-los como meu porto seguro.

Também gostaria de agradecer ao meu orientador Prof. Dr. Michel Silva Reis, que em todos estes anos de orientação nunca mediu esforços para que eu pudesse me tornar o profissional e pesquisador que sou hoje. É sempre bom ter um exemplo a se espelhar, e muito me orgulho de tê-lo como exemplo a seguir.

Estendo meus agradecimentos aos amigos que por diversas vezes entenderam ausências e momentos difíceis e não deixaram de estar ao meu lado nos momentos mais difíceis. Assim como aos amigos de Pós-Graduação por todos os momentos incríveis compartilhados.

Por fim, não posso deixar de agradecer a Universidade Federal do Rio de Janeiro por seu papel na formação de cidadãos e profissionais que se preocupam em devolver a sociedade todo o conhecimento adquirido. Espero que este produto seja uma pequena contribuição como forma de retribuição a tudo que a Universidade pública me proporcionou

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Tela do programa (Aerograph®) utilizado em nosso trabalho com as variáveis cardiorrespiratórias e metabólicas obtidas durante o teste de exercício cardiopulmonar (Fonte: próprio autor).....	27
Figura 2. Trecho de análise das variáveis ventilatórias obtidas no TECP máximo ou sintoma limitado (Fonte: Próprio autor).....	30
Figura 3. The relevance of central command for the neural cardiovascular control of exercise. <i>EXP Physiol.</i> 2010.....	33
Figura 4. Ilustração do modelo estatístico heterocedástico aos dados de FC. Os círculos representam o comportamento da FC, batimento a batimento, durante o TECP, em função do tempo. A reta vertical determina o ponto de mudança da FC e o tempo representando na parte inferior do gráfico, foi considerado o tempo de ocorrência do limiar anaeróbio por este método. (Fonte: próprio autor).....	38
Figura 5. Variáveis ventilatórias e metabólicas e eletrocardiograma sendo captadas e registradas durante todo o período do teste de exercício cardiopulmonar (Fonte: Laboratório do GECARE).....	41
Figura 6. Execução do teste de exercício cardiopulmonar (Fonte: próprio autor).....	42
Figura 7. Ilustração do software <i>Inflection GECARE/UFRJ</i> aos dados de FC. O ponto representando pela reta verde do gráfico foi considerado o tempo de ocorrência do LAV por este método. (Fonte: próprio autor).....	44
Figura 8. Fluxograma do recrutamento e seleção dos participantes do estudo.....	46
Figura 9: Análise estatística das variáveis tempo (s), potência (W), VO ₂ (mL/kg/min), VO ₂ (L/min) e FC (bpm) pelo método visual gráfico e modelo estatístico heterocedástico.....	48
Figura 10: Correlação de Pearson das variáveis (A) tempo (s); (B) potência (W); (C) consumo de oxigênio - VO ₂ (mL/kg/min); e, (D) frequência cardíaca - FC (bpm) pelo método visual gráfico e modelo estatístico heterocedástico.....	49
Figura 11. Fluxograma do estudo	50
Figura 12. Correlações de Pearson para as avaliações dos três avaliadores independentes.....	52
Figura 13. Teste de concordância de Bland-Altman para as avaliações dos três avaliadores independentes.....	53
Figura 14. Teste t para comparação das médias de tempo (s), VO ₂ (L/min) e VO ₂ (mL/min) entre os diferentes métodos. LAV: Limiar de anaeróbio ventilatório. LA-FC: Limiar de anaeróbio pela resposta da frequência cardíaca. VO ₂ : Consumo de oxigênio.....	54
Figura 15. Correlações de Pearson para a avaliação entre os métodos. LAV: Limiar de anaeróbio ventilatório. LA-FC: Limiar de anaeróbio pela resposta da frequência cardíaca. VO ₂ : Consumo de oxigênio.....	54

Figura 16. Teste de concordância de Bland-Altman para as avaliações dos dois métodos. LAV: Limiar de anaeróbio ventilatório. LA-FC: Limiar de anaeróbio pela resposta da frequência cardíaca.....55

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Características antropométricas e clínicas, fatores de risco para DCV e as variáveis ventilatórias do TECP.....47

Tabela 2. Características gerais da amostra.....51

Tabela 3. Teste de confiabilidade das medidas para os três avaliadores independentes.....52

LISTA DE QUADROS

Quadro 1. Atividades expressas por MET's-Equivalente Metabólico ($\text{mLO}_2/\text{kg} \cdot \text{min}^{-1}$); kg: Quilograma; km/h: quilômetros por hora.....	17
Quadro 2. Indicações clínicas do teste de exercício cardiopulmonar.....	19
Quadro 3. Escala subjetiva de esforço.....	21
Quadro 4. Características dos tipos de ergômetros utilizados para o teste de exercício cardiopulmonar.....	23
Quadro 5. Critérios de interrupção do exercício durante o teste de exercício cardiopulmonar.....	26

LISTA DE ABREVIATURAS

DAC – Doença Arterial Coronariana

DCV – Doença Cardiovascular

FC – Frequência cardíaca

FR – Frequência respiratória

HHb - Desoxihemoglobina

LA – Limiar anaeróbio

LAV – Limiar anaeróbio ventilatório

MET – Equivalente metabólico

O₂Hb - Oxihemoglobina

PA - Pressão arterial

PaCO₂ - Pressão parcial de gás carbônico

FECO₂ - Fração parcial expirada de gás carbônico

FETO₂ - Fração parcial expirada de oxigênio

QCO₂ - Produção periférica de gás carbônico

QO₂ - Consumo periférico de oxigênio

R – Coeficiente de troca respiratória

RPM – Rotações por minuto

TECP – Teste de exercício Cardiopulmonar

VC – Volume corrente

VCO₂ - Produção de gás carbônico

VE – Ventilação minuto

VE/VCO₂ - Equivalente ventilatório de gás carbônico

VE/VO₂ - Equivalente ventilatório de oxigênio

VO₂ - Consumo de oxigênio

VO₂ max – Consumo máximo de oxigênio

V-slope – Inclinação da curva da produção de gás carbônico pelo consumo de oxigênio

RESUMO

Validade da determinação do limiar anaeróbio pela resposta da frequência cardíaca em exercício físico de potência incremental: comparação com padrão ouro

Hugo Valverde Reis

Orientador: Prof. Dr. Michel Silva Reis

Introdução: A prática regular de exercício físico está intimamente associada à redução significativa da morbidade e da mortalidade cardiovasculares. Porém é essencial que se realize avaliação minuciosa com objetivo de prescrever de maneira adequada, respeitando a individualidade biológica. O limiar anaeróbio (LA) se mostra como um parâmetro importante para a prescrição de exercício. Neste sentido, o teste de exercício cardiopulmonar (TECP) é a ferramenta padrão ouro na determinação da capacidade funcional e do LA pelas variáveis ventilatórias, sendo descrito como limiar anaeróbio ventilatório (LAV). Entretanto, a análise do comportamento da frequência cardíaca (FC) aparece como estratégia promissora, ferramenta útil, simples e de baixo custo para determinar o LA. **Objetivo Geral:** Avaliar e comparar a determinação do LA pela resposta da FC com o LA obtido pelo TECP. **Métodos:** Para a fase 1 do estudo - com o propósito de avaliar a validade do modelo heterocedástico aplicado a resposta da FC para a determinação do LA - foram triados indivíduos com fatores de risco para doença arterial coronariana (DAC) com mais de 18 anos de ambos os sexos e o LA foi determinado pelo método visual gráfico e pela resposta da FC. Já para a fase 2 – que consistiu em avaliar a validade do modelo heterocedástico desenvolvido e implementado em novo *software* amigável e livre aplicado a resposta da FC para a determinação do LA - foram utilizados todos os dados de TECP do Laboratório de Pesquisa em Avaliação e Intervenção Cardiorrespiratória (GECARE) de 2013 a 2019. A amostra consistiu em testes de homens e mulheres com mais de 18 anos, saudáveis, com doenças crônicas ou com fator de risco para DAC. O LA foi determinado pelo método visual gráfico e através do *software Inflection GECARE/UFRJ* onde foram analisadas as variáveis tempo, potência, FC e consumo de oxigênio (VO₂). Em ambos os estudos, todos os voluntários foram submetidos a uma avaliação clínica e ao TECP em cicloergômetro com protocolo de potência incremental e associado aos sistemas de ergoespirometria e eletrocardiografia. **Resultados:** Na fase 1 não foram vistas diferenças significativas nas variáveis tempo, VO₂, FC e potência no LA obtido através das variáveis ventilatórias e pela resposta da FC de indivíduos com fator de risco para DAC. Na fase 2, não foi observada diferença significativa na comparação inter-avaliador na obtenção do pelo método visual das variáveis ventilatórias. Foram observadas correlações fortes e um bom

índice de confiabilidade pelo método de Bland-Altman entre os métodos de análise visual das variáveis ventilatórias e da FC sob as variáveis tempo, VO_2 relativo e absoluto. Além disso, o índice de correlação intraclassa evidenciou confiabilidade alta entre os métodos. **Conclusão:** Análise do LA pela resposta da FC a partir do modelo heterocedástico é uma alternativa viável com bons resultados quando comparada ao padrão ouro. Pode ser ressaltado ainda que o *software Inflection GECARE/UFRJ* se revelou válido para determinação do LA pela resposta da FC quando comparado ao método visual das curvas obtidas através dos gases expirados pela ergoespirometria, tendo a vantagem de ser uma ferramenta mais amigável e, principalmente de baixo custo.

Palavras-Chaves: teste cardiopulmonar, capacidade aeróbia, consumo de oxigênio, resposta autonômica cardíaca, v-slope.

ABSTRACT

Validity of determination of anaerobic threshold by the heart rate response during incremental protocol: comparison with gold standard.

Introduction: The practice of regular physical exercise is intimately associated with significant reduction in cardiovascular morbidity and mortality. It is essential that good evaluation be carried out with the objective of prescribing adequately, respecting biological individuality. O anaerobic threshold is shown as an important parameter for prescription of exercise. In this sense, the cardiopulmonary exercise test is the gold standard tool for determination of functional capacity in various ventilatory peels, being described as ventilatory anaerobic limitation. In the meantime, an analysis of heart rate behavior appears as a promising strategy as a useful, simple, and safe-to-determine tool to determine anaerobic threshold. **Objective:** Analyze the validity of the heart rate response to determine the anaerobic threshold during cardiopulmonary exercise test. **Methods:** For the first phase of the study, individuals with risk factors for coronary artery disease with more than 18 years old of both sexes and the anaerobic threshold was assessed by the ventilatory visual method and heterocedastic statistical model. For the second phase, all of the data from exercise testing from Laboratory of Research in Cardiovascular Evaluation and Intervention were used from 2013 to 2019. Data consists of men and women with 18 years old, healthy, with chronic diseases or risk factor for coronary artery disease. The anaerobic threshold was determined by graphic visual method and through the *Inflection GECARE/UFRJ* software - developed for the present study - were analyzed the variables time, Work rate, heart rate and oxygen consumption. In both of these studies, all individuals were assessed by a clinical evaluation and by the exercise test in the cycloergometer with an incremental protocol and associated with the systems of ergospirometry and electrocardiography. **Results:** In phase 1, there were no significant differences in time, oxygen consumption, heart rate variables in anaerobic threshold, using ventilatory variables and heart rate response of risk factors for coronary arterial disease. In phase 2, no significant difference was seen in the interrassessor evaluation of the visual method analysis of ventilatory variables. While strong correlations and a good use rate were observed by the Bland-Altman method in variables time and relative oxygen consumption in the analysis of both methods. **Conclusion:** These findings determine that heart rate response can be an alternative method with temporal agreement to the gold standard method cardiopulmonary exercise test using *Inflection GECARE/UFRJ* software with the advantage of low cost.

Keywords: Cardiopulmonary exercise test; aerobic capacity; oxygen uptake; heart rate response; v-slope.

SUMÁRIO

1.0 Introdução.....	15
2.0 Fundamentação Teórica.....	15
2.1 Exercício físico.....	15
2.2 Teste de Exercício Cardiopulmonar.....	18
2.2.1 Indicações e aplicabilidade.....	18
2.2.2 Técnicas e equipamentos.....	19
2.2.3 Ergômetros.....	21
2.2.4 Tipos de protocolo.....	24
2.2.5 Critérios e interrupção do teste.....	25
2.2.6 Variáveis do teste cardiopulmonar.....	26
2.2.7 Limiar anaeróbio ventilatório.....	29
2.3 Resposta da Frequência cardíaca.....	31
3.0 Objetivo.....	34
3.1 Objetivo geral.....	34
3.2 Objetivos específicos.....	34
4.0 Materiais e métodos.....	35
4.1 Desenho do estudo.....	35
4.2 Fase I.....	35
4.2.1 Participantes.....	35
4.2.2 Avaliação clínica.....	36
4.2.3 Teste de exercício cardiopulmonar máximo ou sintoma-limitado.....	36
4.2.4 Análise dos dados.....	37
4.2.4.1 Método visual.....	37
4.2.4.2 Resposta da FC.....	37
4.3 Fase II.....	39
4.3.1 Participantes.....	39
4.3.2 Avaliação clínica.....	39
4.3.3 Teste de exercício cardiopulmonar máximo ou sintoma-limitado.....	40
4.3.4 Métodos de Análise.....	42
4.3.4.1 Método visual gráfico.....	42
4.3.4.2 Resposta da FC.....	43

4.4 Análise estatística.....	45
5.0 Resultados	45
5.1 Fase I.....	45
5.2 Fase II.....	49
6.0 Discussão.....	55
7.0 Conclusão.....	59
8.0 Referências.....	60
9.0 Apêndices.....	64
9.1 Apêndice 1 - Termo de consentimento livre e esclarecido.....	64
9.2 Apêndice 2 - Ficha de avaliação.....	66
9.3 Apêndice 3 – Carta com trajetória de desenvolvimento do Software.....	68
10. Anexos.....	73
10.1 Anexo 1 - Aprovação do Comitê de ética.....	73
10.2 Anexo 2 - Registro software.....	74
10.3 Anexo 3 - Artigo 1 (Aceito para publicação).....	75
10.4 - Anexo 4 - Artigo 2 (Em resposta aos revisores).....	76

1.0 Introdução

O exercício físico tem papel fundamental na saúde e qualidade de vida dos indivíduos, assim como é um importante fator na abordagem de pacientes que vivem com doenças crônicas (POWELL *et al.*, 2011; NEGRÃO & BARRETO, 2005). É fundamental que seja criteriosa a avaliação e prescrição de exercício físico, sobretudo para indivíduos com doenças cardiovasculares e doenças crônicas (ACSM, 2000), uma vez que seus níveis de esforço devem ser bem controlados por já apresentarem baixa capacidade funcional e, por muitas vezes, anormalidades eletrocardiográficas que os tornam mais suscetíveis a intercorrências. Neste sentido, a determinação do limiar anaeróbio (LA) parece adequado como marcador da capacidade aeróbia.

O teste de exercício cardiopulmonar (TECP), através da análise visual dos gases exalados, nos fornece o padrão ouro para a obtenção do limiar de anaeróbio ventilatório (LAV), variável fundamental na prescrição de exercício físico aeróbico de diversas populações (HERDY *et al.*, 2016; MENEGUELO *et al.*, 2010). Porém, o TECP é uma ferramenta extremamente custosa que não está disponível na maioria dos centros de avaliação e reabilitação, não somente pelo custo, como também pela necessidade de avaliadores treinados a realizar e analisar os resultados dos testes.

Neste sentido, alguns trabalhos mostraram que é possível analisar o LA através de outros métodos com baixo custo e maior praticidade. Alguns autores têm descrito a possibilidade da obtenção do LA pela resposta da FC no exercício físico (POZZI *et al.*; 2006; REIS *et al.*, 2013), ainda que este método não esteja fundamentado e bem estabelecido na literatura. A partir da mudança do predomínio do metabolismo que marca o LA, há uma importante descarga simpática sobre o coração com marcado aumento da FC durante o exercício, porém os poucos estudos que investigaram a resposta destes modelos se limitaram a realizá-la de forma manual e com amostras específicas (POZZI *et al.*; 2006; REIS *et al.*, 2013). Dentre estes modelos, o heterocedástico tem notada importância na literatura (POZZI *et al.*; 2006).

Diante do exposto, foi elaborado o presente trabalho composto por duas fases com propósito de avaliar a validade da determinação do LA pela resposta da FC e comparar com LAV pelo método visual dos gases exalados pelo TECP. Vale ressaltar a importância de tal investigação, uma vez que a resposta da FC é de mais baixo custo quando comparada ao sistema analisador de gases. A primeira fase do estudo foi a pioneira e permitiu o desenvolvimento do modelo heterocedástico no pacote estatístico *SigmaPlot* comercializado com licença para usuários. Os dados desse estudo inicial, mesmo em uma

população específica, já revelaram boa aplicação do modelo aos dados de FC, o que levou a concepção de uma fase subsequente mais robusta cujo propósito foi avaliar e comparar a determinação do LA pela FC - em população mais ampla - por meio do modelo heterocedástico implementado em um *software* amigável e livre desenvolvido em parceria com o Professor Thomas Beltrame da Universidade de Campinas (UNICAMP) registrado e depositado no Instituto Nacional de Propriedade Industrial (INPI) do Ministério da Economia do Brasil com conferiu a nós (autores) e a Universidade do Rio de Janeiro a propriedade intelectual. A partir do registro do *software* e dos dados apresentados e publicados com a defesa de doutorado, ficará à disposição de todos através de livre acesso a um *software* capaz de analisar o LA pela resposta da FC, tirando a subjetividade da análise visual e reduzindo enormemente o custo do teste, o que facilitará a avaliação e prescrição do exercício físico na assistência de indivíduos em geral e pacientes com indicação para a prática do exercício físico em programas de condicionamento estruturados ou de reabilitação cardiorrespiratória.

2.0 Fundamentação teórica

2.1 Exercício físico

Os termos atividade física, exercício físico e esporte são correlatos, porém, distintos. Atividade física pode ser definida como qualquer movimento corporal produzido pelos músculos esqueléticos que resulta em gasto energético, podendo ser classificada em ocupacional ou laboral, de transporte ou de lazer. A atividade física de lazer que engloba atividades voltadas para o condicionamento físico e promoção da saúde, mais estruturada e com propósito claramente definido de melhoria do desempenho e/ou de saúde, convencionou-se denominar de exercício físico (I Diretriz de Prevenção Cardiovascular, 2013). Adicionalmente, para uma melhor definição de atividade física e exercício físico, é importante definir claramente a ampla variedade de intensidades associadas às atividades físicas. Métodos que quantificam a intensidade relativa do exercício físico incluem o consumo de oxigênio (VO_2), FC ou equivalentes metabólicos. Cada um desses métodos de descrever intensidade do exercício físico tem seus pontos fortes e limitações. O equivalente metabólico (MET) é uma medida de gasto de energia, além de ser uma maneira útil, conveniente e padronizada para descrever a intensidade absoluta de uma variedade de atividades físicas. Um MET é a taxa de gasto de energia enquanto está sentado em repouso, o que, para a maioria das pessoas, se refere a demanda metabólica de aproximadamente 3,5 ml/(kg·min) de oxigênio. O gasto de energia de

outras atividades é expresso em múltiplos de METs (Quadro 1) (ACSM, 2000; POWELL *et al.*, 2011).

Quadro 1. Atividades expressas por MET's-Equivalente Metabólico (mLO₂/kg * min-1); kg: quilograma; km/h: quilômetros por hora.

Tipo de Atividade	MET's	Exemplo
Atividades domésticas	3,5	Esfregar, passar pano
	2,5	Alimentar animais
	2,5	Molhar as plantas
	7	Carregar sacolas de compras
Atividades diversas	1,5	Reunião familiar envolvendo sentar, relaxar, falar, comer
	2	Passeio/ viagem/férias envolvendo caminhar e andar
Atividades ocupacionais	3	Andando, reunindo coisas no trabalho, pronto para sair
	4	Caminhar (velocidade moderada) carregando objetos leves
Atividades esportivas	4	Atletismo (tiro, lançamento de disco)
	7	Correr a 8 km/h
	8	Voleibol, jogo competitivo em um ginásio

(Fonte: adaptado de AINSWORTH, *et al.*, 2000).

No que se refere à prescrição dos exercícios para indivíduos com fator de risco para DCV, podem ser realizadas tendo em consideração suas características como: tipo (aeróbico, resistência muscular, flexibilidade), modalidade (caminhada, corrida, bicicleta, dança), duração (tempo de execução), frequência semanal e sua intensidade. A realização de avaliações de aptidão física permite uma prescrição especificada dos exercícios físicos, com o objetivo de obter melhores resultados e minimizar os riscos da prática dos exercícios de maiores intensidades. Avaliações mais detalhadas deverão ser individualizadas, com avaliação antropométrica, força muscular, flexibilidade e realização do TECP. Com isso, podemos quantificar o déficit funcional frente ao desejável, bem como estabelecer metas a serem atingidas. Torna-se fundamental para o paciente a reavaliação, com o intuito de estimular o comprometimento, bem como mensurar a evolução ocorrida no período. Os benefícios são proporcionais aos ganhos obtidos (POWELL *et al.*, 2011; I Diretriz Brasileira de Prevenção Cardiovascular, 2013; Diretriz em Cardiologia do Esporte e do Exercício, 2013).

2.2 Teste de exercício cardiopulmonar

O TECP ou teste ergoespirométrico tem importância estabelecida como método de avaliação funcional tanto no Brasil quanto no mundo (HERDY *et al.*, 2016). O teste consiste em submeter o indivíduo a um exercício de intensidade gradativamente crescente até a exaustão ou o surgimento de sintomas e/ou sinais limitantes. Por meio desse exame é possível realizar análise das respostas clínicas, eletrocardiográficas, hemodinâmicas do indivíduo testado, além de uma gama importante de variáveis ventilatórias, que analisadas de forma integrada, permitem a completa avaliação dos sistemas cardiovascular, respiratório, muscular e metabólico no esforço, sendo considerado padrão-ouro na avaliação funcional cardiorrespiratória (STEIN *et al.*, 2006; III Diretrizes da Sociedade Brasileira de Cardiologia sobre Teste Ergométrico, 2010; HERDY *et al.*, 2016).

Uma das características mais importantes do TECP é a possibilidade de identificação não-invasiva de alguns parâmetros relevantes sob ponto de vista clínico ou para prescrição do exercício, como por exemplo, a obtenção do índice de consumo máximo de oxigênio (VO₂ max), padrão-ouro para avaliação da capacidade funcional. Com a análise de curvas ventilatórias, o LAV e o ponto de compensação respiratório também podem ser obtidos, refletindo dois importantes fenômenos fisiológicos para o ajuste da intensidade do exercício físico (ATS, 2003; NEDER & NERY, 2002; STEIN *et al.*, 2006; HERDY *et al.*, 2016).

2.2.1 Indicações e aplicabilidade

A análise do TECP deve ser sempre realizada à luz da indagação clínica subjacente à indicação do teste. A questão clínica imediata à solicitação do teste deve permear todo o processo de análise dos resultados (NEDER & NERY, 2002). Sua indicação é útil em um amplo espectro de configurações clínicas (Quadro 2). Sua relevância tem sido observada em fases de decisões clínicas que incluem diagnóstico, avaliação da severidade, prognóstico e evolução da doença. Na prática, a sua aplicação tem sido realizada em casos em que questões persistem mesmo após dados da anamnese, exame físico, exames de imagem, teste de função pulmonar e eletrocardiografia em repouso, uma vez que o exercício físico é capaz de exacerbar respostas fisiológicas que não acontecem no repouso (ATS, 2003). No âmbito da reabilitação, o TECP investiga mecanismos relacionados à baixa capacidade funcional, os quais podem ser causadores de sintomas

como a dispneia, correlacionando-os com alterações dos sistemas cardiovascular, pulmonar e musculoesquelético. Além disso, possui grande aplicabilidade na avaliação prognóstica em indivíduos enfermos, além de ser a forma mais precisa, criteriosa e individualizada de exercício físico, em indivíduos normais, atletas ou em cardiopatas e pneumopatas (HERDY *et al.*, 2016).

Quadro 2. Indicações clínicas do teste de exercício cardiopulmonar.

A. Avaliação da presença e etiologia da intolerância ao esforço Investigação da dispnéia crônica de origem indeterminada Discriminação dos mecanismos proponderantes em indivíduos com múltiplas causas possíveis
B. Quantificação da intolerância ao esforço na doença cardiorrespiratória
C. Avaliação da indicação e resposta a intervenções terapêuticas Drogas com ação cardiovascular e/ou pulmonar Oxigenioterapia
D. Análise prognóstica Insuficiência Cardíaca Crônica Doença Respiratória Crônica
E. Risco pré-operatório e avaliação pós-operatória Cirurgia torácica ressectiva Cirurgia redutora do volume pulmonar Cirurgia abdominal alta ou eletiva de grande porte
F. Transplante cardíaco Indicação Avaliação longitudinal pós-transplante
G. Transplante pulmonar e cardiopulmonar Avaliação da tolerância ao exercício pré- e pós-transplante Indicação
H. Prescrição e acompanhamento de treinamento físico Reabilitação Cardiovascular Reabilitação Pulmonar
I. Diagnóstico da broncoconstrição induzida pelo exercício
J. Quantificação da intolerância ao esforço na doença pulmonar ocupacional Avaliação da disfunção e incapacidade

(Fonte: NEDER & NERY, 2002).

2.2.2 Técnicas e equipamentos

O TECP é um procedimento não invasivo, que envolve o emprego de técnicas capazes de conferir informações diagnósticas e prognósticas, além de avaliar a capacidade individual para realização de exercícios. Os aparatos disponíveis para a realização do teste, que envolve o esforço físico, apresentam características distintas, podendo variar de sistemas mais simples a equipamentos com elevado grau de sofisticação tecnológico. Independentemente do local onde o teste seja realizado, é fundamental que algumas características devam ser respeitadas, como: ambiente adequado, equipamento básico,

equipe treinada e preparo e orientação do paciente, de acordo com o objetivo do teste. É fundamental, ainda, que exista pessoal para atuar em situações de emergência. O ambiente para realização do teste deverá ser suficientemente amplo para acomodar todo o equipamento necessário à sua realização, permitir a circulação de pelo menos 3 pessoas, além de todo o material a ser usado durante eventuais emergências médicas. É indicado que o laboratório seja bem iluminado, limpo e com controle da temperatura ambiente (entre 18 e 22°C) e umidade relativa do ar (entre 50 e 70%) (NEDER & NERY, 2002; STEIN *et al.*, 2006; HERDY *et al.*, 2016).

Durante a realização do TECP, a comunicação verbal do paciente com o examinador se torna impossível, sendo conveniente a utilização de um pôster apresentando a escala de Borg modificada, que variam com pontuação de 0 a 10, representando a sensação subjetiva do esforço que variam de baixo, moderado até exaustivo, (Quadro 3) (BORG, 1998), que deverá ser explicada ao paciente antes do início do teste. Devem ser consideradas a sensação subjetiva do esforço em cada estágio e no pico do exercício (III Diretrizes da Sociedade Brasileira de Cardiologia sobre Teste Ergométrico, 2010). Ainda durante o TECP, é realizada a verificação da pressão arterial (PA), sendo o método auscultatório o mais confiável durante o exercício. O manômetro de coluna de mercúrio é o aparelho recomendado, ao invés do aneróide, por ser mais acurado e de mais fácil manutenção. O manômetro deverá ser colocado na altura do coração do paciente. Monitores não invasivos de pressão podem ser utilizados desde que exista tecnologia validada para sua aplicação durante o exercício (GUIMARÃES, 2003). A equipe também deve estar sempre atenta ao aparecimento de sinais e sintomas, tais como palidez, tonturas, sudoreses, estafa física e dispneia, relacionando-os à condição hemodinâmica e à resposta eletrocardiográfica frente ao exercício. As ausculta cardíaca e pulmonar, além de obrigatórias no exame clínico inicial, devem ser repetidas no pós-esforço imediato (III Diretrizes da Sociedade Brasileira de Cardiologia sobre Teste Ergométrico, 2010).

Quadro 3. Escala subjetiva de esforço.

0	NENHUMA
0,5	MUITO, MUITO LEVE
1	MUITO LEVE
2	LEVE
3	MODERADA
4	POUCO INTENSA
5	INTENSA
6	
7	MUITO INTENSA
8	
9	MUITO, MUITO INTENSA
10	MÁXIMA

(BORG, 1998).

2.2.3 Ergômetros

Os ergômetros devem ser, preferencialmente, eletrônicos ou eletromagnéticos e dispor de interface de comunicação com o computador central, através de saída analógica ou digital, para onde deverão ser enviados dados de velocidade, inclinação, ciclos, variáveis ventilatórias e metabólicas e recebido os comandos de variação de carga (GUIMARÃES, 2003). Entre as diversas modalidades de ergometria disponíveis (cicloergômetro, esteira, escada, caiaque, ergometria de membros superiores) as duas primeiras são as mais comumente utilizadas para o TECP. Vale ressaltar que a escolha do “melhor” ergômetro é aquela no qual o indivíduo a ser testado sinta-se seguro e confortável, e que o investigador esteja familiarizado com o padrão de respostas esperado (NEDER & NERY, 2002; III Diretrizes da Sociedade Brasileira de Cardiologia sobre Teste Ergométrico, 2010).

Quando comparamos o cicloergômetro com a esteira, podemos identificar algumas características que tornam uma modalidade mais vantajosa e/ou desvantajosa em relação a outra (Quadro 4). O cicloergômetro, quando comparado à esteira, geralmente é mais barato, mais compacto, silencioso e seguro, além de ocasionar menor movimentação do tronco e membros superiores – aspecto de considerável importância na obtenção das variáveis, incluindo a medida da pressão arterial (PA) e um melhor traçado eletrocardiográfico (NEDER & NERY, 2002). Além disso, o cicloergômetro pode ser

uma alternativa à esteira quando se realiza exame em paciente com limitações ortopédicas, neurológicas ou vasculares periféricas. Porém, devemos ressaltar que as respostas fisiológicas ao exercício em cicloergômetro diferem daquelas ao exercício em esteira, o que deverá ser levado em conta na interpretação do exame. Por exemplo, o consumo máximo de oxigênio é cerca de 5 a 20 % mais baixo, e a resposta pressórica por carga de trabalho é proporcionalmente maior do que na esteira (NEDER & NERY, 2002; GUIMARÃES, 2003; III Diretrizes da Sociedade Brasileira de Cardiologia sobre Teste Ergométrico, 2010; BALADY *et al.*, 2010). Existem dois tipos de cicloergômetro disponíveis no mercado: os com frenagem mecânica e os com frenagem eletromagnética. Os cicloergômetros com frenagem mecânica são mais baratos e leves, entretanto é necessário que o paciente mantenha uma velocidade fixa de pedaladas para manter o trabalho constante. Por outro lado, os cicloergômetros com frenagem eletromagnética são mais caros e menos portáteis, mas dispõem de ajuste interno de resistência, capaz de manter o trabalho de acordo com a velocidade de pedaladas. Independentemente do tipo de frenagem, o cicloergômetro utilizado deverá apresentar a capacidade de incrementos no trabalho, seja de forma automática ou manual. O cicloergômetro deverá apresentar guidão e selim ajustáveis de acordo com a altura do paciente, devendo sempre, obviamente, confirmar com o paciente se a posição lhe é confortável (NEDER & NERY, 2002; GUIMARÃES, 2003; III Diretrizes da Sociedade Brasileira de Cardiologia sobre Teste Ergométrico, 2010).

As esteiras são mais caras e volumosas, e a mensuração metabólica (nível de variabilidade nos dados) é apreciavelmente maior do que o observado no cicloergômetro. Outra importante desvantagem da esteira em relação ao cicloergômetro é a mensuração da potência, que não pode ser acuradamente medida na esteira, já que esta, depende da estratégia da marcha (tamanho e frequência das passadas, equilíbrio, grau de movimentação dos membros) e do nível de suporte externo. A esteira ergométrica, entretanto, possui a vantagem de exigir maior demanda metabólica (o VO_2 max é 6 a 11% maior do que na bicicleta) e, possivelmente, maior stress cardíaco (importante na detecção de isquemia) e ventilatório. Adicionalmente, pode-se argumentar que a marcha, e não o ciclismo, seja a atividade inerente aos seres humanos (NEDER & NERY, 2002; GUIMARÃES, 2003; III Diretrizes da Sociedade Brasileira de Cardiologia sobre Teste Ergométrico, 2010).

Quadro 4. Características dos tipos de ergômetros utilizados para o teste de exercício cardiopulmonar.

Característica	Bicicleta ergométrica	Esteira ergométrica
Maior $\dot{V}O_2$ máx		+
Maior estresse ventilatório e cardiovascular		++
Familiaridade com o tipo de exercício		++
Quantificação exata da potência	++	
Segurança	++	
Menos artefatos e melhor qualidade dos sinais	++	
Facilidade na obtenção de amostras sanguíneas	+	
Mais compacto e silencioso	+	
Menos caro	+	

* ++ = vantagem de importância relevante, + = vantagem de importância secundária.

(Fonte: NEDER & NERY, 2002).

O aparelho para medida da ventilação deverá ter acurácia suficiente para medidas de diferentes volumes e velocidades de fluxos e baixas resistência e inércia. Além disso, é desejável que o aparelho permita sua conexão ao computador, para maior facilidade da correlação dos dados obtidos (GUIMARÃES, 2003; BALADY et al., 2010). A medida da ventilação durante o exercício requer que o indivíduo testado tenha suas narinas fechadas por um clipe nasal e que o bocal não permita qualquer escape de ar. O espaço morto do equipamento também é importante (máximo =100 ml). Atualmente, a análise de gases é realizada de maneira *on-line*. Vários tipos de fluxômetros podem ser utilizados: transdutores de massa, pneumotacômetros de Fleish, anemômetros, entre outros. Esses sistemas permitem medidas das trocas gasosas a cada ciclo respiratório (respiração por respiração - do inglês "*breath by breath*"). Com estes sistemas, as respostas do paciente tornam-se disponíveis imediatamente, e, com o sistema acoplado ao computador, as medidas são continuamente disponibilizadas na tela (durante o exame) (GUIMARÃES, 2003).

Os dois tipos de analisadores de oxigênio comumente utilizados são: paramagnético e eletroquímico. Os analisadores eletroquímicos são os mais utilizados nos sistemas automatizados atualmente disponíveis. Geralmente, esses sistemas utilizam uma célula de óxido de zircônio aquecida a temperaturas extremas. Uma corrente será gerada proporcionalmente às diferenças na pressão parcial de oxigênio em qualquer dos lados da membrana semipermeável da célula (isto é, diferença entre o ar da sala e o ar dentro do

sensor). Já os analisadores paramagnéticos medem alterações no campo magnético causadas por mudanças nas concentrações de oxigênio, porém seu tempo de resposta é lento, tornando-se não muito utilizado nos sistemas metabólicos de exercício. O dióxido de carbono, geralmente, é medido por um analisador infravermelho. Os sensores infravermelhos para medida do dióxido de carbono são sistemas bem validados e têm tempos de resposta rápidos. Desta forma, esse é o sistema utilizado em praticamente todos os analisadores metabólicos comercialmente disponíveis. Adequada estabilidade, linearidade e extrema rapidez de resposta são as características ideais de um analisador. (NEDER & NERY, 2002; GUIMARÃES, 2003).

Embora as recomendações dos fabricantes variem consideravelmente em relação à calibração, deve-se sempre seguir o protocolo de calibração indicado no manual do equipamento e todos os sistemas devem ser calibrados imediatamente antes de cada teste (NEDER & NERY, 2002; GUIMARÃES, 2003; BALADY *et al.*, 2010). Para garantir a exatidão dos valores medidos, o analisador deve prover meios de executar sua calibração tanto por meios automáticos, quanto por meio de misturas de gases para calibração. Para prevenir a contaminação entre pacientes, as peças que entram em contato com o paciente devem ser descartáveis ou serem adequadamente preparadas, com a utilização de soluções enzimáticas desinfetantes (GUIMARÃES, 2003).

2.2.4 Tipos de protocolos

A seleção do protocolo apropriado para a avaliação da capacidade funcional do indivíduo é muito importante. Sua escolha depende do objetivo do teste, ou seja, das perguntas a serem respondidas. Existem dois tipos básicos de protocolo: (a) incremental, com aumento progressivo da carga em períodos predeterminados e (b) de carga constante, em que a carga é mantida estável por um tempo fixo definido previamente, ou sustentada até o limite da tolerância (NEDER & NERY, 2002; BALADY *et al.*, 2010).

Um protocolo incremental típico para pacientes deve ter: (i) uma fase de repouso (2-3 minutos ou mais), no qual verifica-se a ausência de hiperventilação antes de iniciar-se o teste; (ii) um período de aquecimento em carga zero (2-3 minutos); (iii) um período de incrementação (8-12 minutos) e (iv) um período de recuperação ativa na carga zero (3-6 minutos, se possível). No caso da utilização de cicloergômetros, os incrementos podem ser do tipo rampa, ou seja, rápidos (a cada 1-3 minutos), ou do tipo degrau, incrementos

mais lentos (a cada 3 minutos ou mais). Vale ressaltar, que nos protocolos do tipo rampa, nos quais a variação de carga é rápida e contínua, o valor de VO_2 estará sempre atrasado em relação à verdadeira demanda de VO_2 para determinada carga. Isto ocorre, porque leva tempo para o que está acontecendo no músculo ser representado na troca gasosa medida ao nível do ar expirado: quando isto eventualmente ocorre, a carga já aumentou para um valor mais alto. Felizmente, entretanto, este atraso é constante, logo a carga referente ao LAV é aquela que ocorre 45-60 segundos antes do limiar expresso em VO_2 . Os protocolos incrementais são particularmente úteis para: definir a tolerância máxima ao exercício e seus possíveis fatores limitantes, estimar não-invasivamente o limiar anaeróbio, triar candidatos à reabilitação cardiovascular e pulmonar, e avaliar respostas pós-intervenção (NEDER & NERY, 2002).

Embora a estimativa da carga de incremento durante o protocolo de rampa possa ser realizada pela fórmula proposta pelo *American College Sport of Medicine* (ACSM), em 1980, onde a carga (watts) = $[(\text{altura-idade}) * 12] - [(150 + 6 * \text{peso})] / 100$, torna-se importante ressaltar que tal proposição se aplica de forma mais adequada a indivíduos saudáveis e ativos, sugerindo que a incrementação por meio da dedução da carga a partir da capacidade funcional relatada previamente pelo indivíduo, somada a sensibilidade dos avaliadores, tem se mostrado mais adequada para exames em indivíduos sedentários e com disfunções.

2.2.5 Critérios de interrupção do teste

Geralmente, durante a realização dos TECP, os pacientes devem ser encorajados verbalmente antes e durante o teste, para realizarem seu esforço máximo com o objetivo de alcançar a limitação fisiológica. Em particular, deve-se ressaltar que exceder um critério de FC predefinido não é um critério útil para interromper o exercício. Os critérios mais aceitos para a interrupção do exercício antes da limitação de sintomas estão descritos no Quadro 5 (ATS, 2003).

Quadro 5. Critérios de interrupção do exercício durante o teste de exercício cardiopulmonar.

Indicações para interrupção do exercício
Dor no peito sugestiva de isquemia
Alterações no ECG
Bloqueio cardíaco de segundo ou terceiro grau
Queda na pressão sistólica <20 mmHg do valor mais alto durante o teste
Hipertensão (250 mm Hg sistólica; 120 mmHg diastólica)
Dessaturação severa: SpO ₂ < 80% acompanhado de sintomas/sinais de hipoxemia
Palidez repentina
Perda de coordenação
Confusão mental
Tonturas ou fraqueza
Sinais de insuficiência respiratória

(Adaptado de: ATS, 2003).

2.2.6 Variáveis do teste cardiopulmonar

Entre os diversos parâmetros obtidos através do TECP, destaca-se o VO₂ que constitui o volume de O₂ extraído do ar inspirado pela ventilação pulmonar em um dado período, calculado, portanto, como a diferença entre o volume de O₂ inspirado e expirado. Em condições de carga constante ou, ou após considerarmos o tempo de atraso músculo-pulmão (carga incremental), o VO₂ pode ser uma estimativa confiável da taxa periférica de troca de O₂. Geralmente expresso em mL/min ou L/min (STPD): correções para massa corporal total devem ser interpretadas com cautela, principalmente nos indivíduos em sobrepeso realizando atividade cicloergométrica. Além disso, vale ressaltar que o VO₂ depende da intensidade do exercício sendo realizado (NEDER & NERY, 2002; III Diretrizes da Sociedade Brasileira de Cardiologia sobre Teste Ergométrico, 2010; HERDY *et al.*, 2016).

O VO₂ máximo (VO₂ máx) pode ser definido como o maior valor atingido, apesar do aumento progressivo da carga aplicada, com o desenvolvimento de um platô na curva do VO₂ em teste de exercício incremental (NEDER & NERY, 2002; HERDY *et al.*, 2016). É considerado o melhor índice de capacidade aeróbica e também padrão ouro para a avaliação da capacidade cardiorrespiratória, representando o nível máximo alcançável de metabolismo oxidativo envolvendo grandes grupos musculares (ATS, 2003; BALADY *et al.*, 2010). Na ausência da identificação de um platô, o maior valor obtido no final de um exercício exaustivo é caracterizado como VO₂ de pico que, na prática, é utilizado como o máximo VO₂ medido. A resposta é influenciada por mecanismo central

(cardiovascular e/ou pulmonar) e função periférica (músculo esquelético). Os valores de normalidade dependem de diversos fatores, tais como: idade, sexo, peso, altura, nível de atividade física, variabilidade genética e etnia (NEDER & NERY, 2002; ATS, 2003; HERDY *et al.*, 2016). O VO_2 pico é considerado anormal quando abaixo de 85% do percentual do predito (WASSERMAN & WHIPP, 1975).

A liberação de dióxido de carbono (VCO_2) constitui o volume de CO_2 adicionado ao ar inspirado pela ventilação pulmonar em um dado período de tempo: calculado, portanto, como a diferença entre o volume de CO_2 expirado e inspirado, sendo geralmente expressa em mL/min ou L/min (STPD). Em situações de carga constante ou carga incremental, a VCO_2 pode ser uma estimativa confiável da taxa periférica de troca de CO_2 (QCO_2). Vale ressaltar, que devido ao CO_2 ser cerca de 20 vezes mais difusível do que o O_2 , uma dada mudança na produção periférica de CO_2 (QCO_2) demora mais tempo de ser refletida na VCO_2 do que variações no consumo periférico de O_2 (QO_2) modificam a VO_2 . Valores isolados de VCO_2 , tanto no exercício máximo como submáximo, apresentam escassa importância prática: estes dependem da intensidade do exercício e da taxa de incremento da carga (NEDER & NERY, 2002; ATS, 2003). Na Figura 1, encontra-se algumas dessas variáveis diretamente na tela do programa do analisador de gases.



Figura 1. Tela do programa (Aerograph®) utilizado em nosso trabalho com as variáveis cardiorrespiratórias e metabólicas obtidas durante o teste de exercício cardiopulmonar (Fonte: Laboratório do GECARE).

A razão entre a liberação de CO₂ e a captação de O₂ (VCO₂/VO₂) pulmonares medidos no ar expirado é denominada *taxa de troca respiratória* (R). Apesar do R ter sido tradicionalmente utilizado como um indicador de exercício máximo (R_{máx} > 1.15 ou 1.20), este conceito deve ser analisado de forma crítica, pois o R_{máx} será maior quanto mais rápida for a incrementação da carga para o nível de aptidão do indivíduo e/ou maior for a utilização de carboidratos na mistura de substratos sendo metabolizada. Embora o R decline e posteriormente aumente com a progressão do exercício, o R per se não deve ser utilizado para a estimativa do limiar de lactato, muito menos seus valores isolados – como, por exemplo, R > 1. Entretanto, os valores de R podem ser informativos na identificação de hiperventilação voluntária (R > 0,9 no repouso, na ausência de hipoxemia), levando em consideração que nenhum TECP deve iniciar-se com evidências claras de hiperventilação pré-teste (NEDER & NERY, 2002; ATS, 2003).

O parâmetro denominado ventilação minuto (VE) representa o resultado, expresso em litros por minuto, do volume de ar que se move para dentro e para fora dos pulmões. É determinado pelo produto da frequência respiratória (FR) e o volume corrente (VC). A ventilação tem um incremento contínuo durante o esforço progressivo no TCPE e sofre aumentos adicionais influenciados pelo metabolismo anaeróbico resultante do acúmulo de ácido láctico bem definido no primeiro e segundo limiares. Esse processo de incremento ventilatório serve como marcador de limitação ao esforço. Em repouso, são ventilados 7 a 9 l/min, mas em atletas tal valor pode chegar a 200 ml/min no esforço máximo, sendo normalmente encontrados valores mais baixos em indivíduos cardiopatas e pneumopatas (NEDER & NERY, 2002; HERDY et al., 2016).

Os equivalentes ventilatórios de oxigênio (VE/VO₂) e *dióxido de carbono* (VE/VCO₂) são as razões entre a taxa ventilatória instantânea e a taxa de captação de O₂ e liberação de CO₂, respectivamente. Ambos os equivalentes declinam a partir do repouso até o ponto mais baixo, ao nível do limiar de lactato. A partir deste ponto, o VE/VO₂ aumenta inevitavelmente até seus valores máximos no pico do exercício. Por outro lado, o VE/VCO₂ só se eleva após o ponto de compensação respiratória, permanecendo estável no período de tamponamento isocápnico, porém se eleva resultante do aumento ventilatório (alcalose respiratória compensatória) em resposta à redução do pH sanguíneo pelo acúmulo progressivo do ácido láctico em nível muscular. O VE/VO₂ reflete a necessidade ventilatória para um dado nível de consumo de O₂, portanto, apresenta-se como índice da eficiência ventilatória. Já o VE/VCO₂ representa a necessidade

ventilatória de eliminar uma determinada quantidade de CO₂ produzido pelos tecidos em atividade, sendo influenciado pela pressão parcial de gás carbônico (PaCO₂). Além disso, os equivalentes são úteis para auxiliar na detecção não-invasiva do limiar ventilatório: o ponto mais baixo dos equivalentes (nadir), principalmente quando analisados com as pressões gasosas expiratórias finais, podem fornecer uma estimativa razoável do limiar ventilatório pelo método ventilatório (NEDER & NERY, 2002; HERDY et al., 2016;).

2.2.7 Limiar anaeróbio ventilatório

Em 1964, Wasserman & Mcllory introduziram o termo limiar anaeróbio ventilatório identificado durante o exercício físico em indivíduos com diversas cardiopatias, permitindo efetivamente a solidificação e popularização da fisiologia clínica do exercício. O LAV, também conhecido como limiar de troca gasosa ou primeiro limiar ventilatório, tem sido definido como a intensidade de exercício físico na qual a produção de energia pelo metabolismo anaeróbio predomina em relação ao metabolismo aeróbio, caracterizando-se por marcar a aceleração da taxa de acúmulo sustentado de lactato na corrente sanguínea comparado com valores de repouso (WASSERMAN, 1964; NEDER & NERY, 2002; POZZI *et al.*, 2006). Além disso, representa a perda da linearidade entre VE e o VO₂. Isso se traduz na prática pelo equivalente de oxigênio mais baixo (VE/VO₂) antes de seu aumento progressivo ou pelo início do aumento no VE/VO₂ em desproporção ao VE/VCO₂ como mostra a Figura 2. Além disso, observa-se um aumento na razão de trocas respiratórias ($R = VCO_2/VO_2$) e um aumento progressivo da pressão expirada de oxigênio (PET O₂) (NEDER & NERY, 2002; STEIN et al., 2006). O LAV pode ser estimado indiretamente no TECP pelo método computadorizado do *V-slope*, no qual busca-se localizar diretamente o ponto de início da aceleração da VCO₂ em relação ao VO₂, devendo este sempre ser comparado àquele observado pela análise visual.

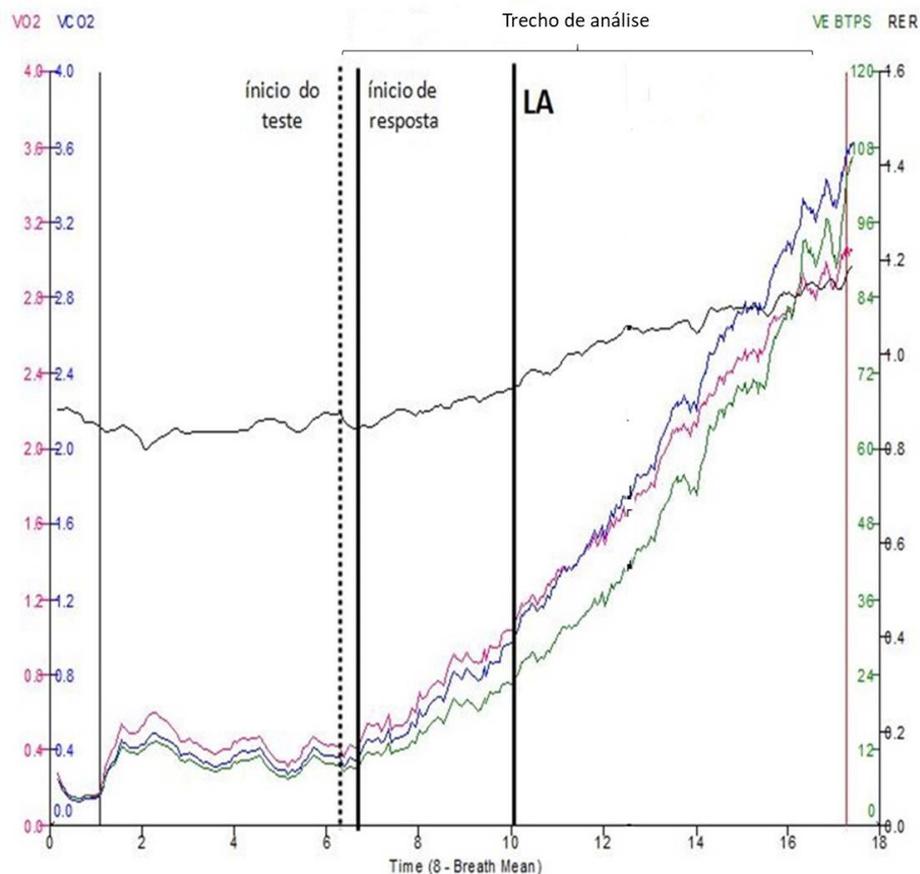


Figura 2. Trecho de análise das variáveis ventilatórias obtidas no TECP máximo ou sintoma limitado (Fonte: Laboratório do GECARE)

Embora persistam profundas discussões acerca do significado exato das modificações da lactacemia no exercício, é inegável que o acúmulo de lactato traz dramáticos efeitos na habilidade humana de tolerar o exercício dinâmico. Neste sentido, o grau de lactacemia para um dado dispêndio metabólico tem sido amplamente utilizado como marcador de aptidão cardiorrespiratória e delimitador da intensidade de exercício. Em adição, tal resposta é sensível ao treinamento, seja em pacientes como atletas, podendo apresentar valor clínico sugestivo de limitação cardiocirculatória/periférica e indicação prognóstica clinicamente útil (NEDER & NERY, 2002).

Inicialmente, o LAV era somente determinado, a partir de métodos invasivos, que detectavam o aumento da concentração sanguínea de ácido láctico, acima de uma determinada potência de esforço. Entretanto, com o passar do tempo, estudos demonstraram que o LAV, durante o exercício dinâmico, se constituía em um importante marcador fisiológico, possibilitando o surgimento de outros métodos de análise não-invasiva, como: método ventilatório (WASSERMAN, 1999; MARÃES et al., 2005; REIS

et al., 2013), eletromiografia de superfície (NAGATA et al., 1981; LUCIA et al., 1997; MARÃES *et al.*, 2005) e pelo comportamento da FC e sua variabilidade (RIBEIRO et al., 1985; BUNC et al., 1995; ALONSO et al., 1998; MARÃES et al., 2005; POZZI et al.; 2006; REIS et al., 2013).

Diferentemente do método ventilatório, que ainda se mostra de acesso restrito, mesmo em laboratórios de fisiologia, por envolver equipamentos relativamente caros, a determinação do LAV, através do comportamento da FC, utilizando modelos matemáticos, representam um método não-invasivo de análise, que parece ser sensível na identificação da mudança metabólica que ocorre no LAV. Tal método apresenta correlação com o método ventilatório (padrão-ouro), mostrando-se ser de fácil acesso e baixo custo, possibilitando também uma otimização no processo de detecção deste importante marcador fisiológico (RIBEIRO *et al.*, 1985; BUNC *et al.*, 1995; MARÃES *et al.*, 2005; POZZI *et al.*; 2006; REIS *et al.*, 2013). Estes modelos constituem análises de regressão linear que determinam o ponto de mudança de uma série de dados. Para se obter um ajuste adequado, é necessário que as respostas das variáveis escolhidas apresentem apenas uma mudança de inclinação entre as retas, resultante dos respectivos comportamentos (POZZI *et al.*, 2006).

2.3 Resposta da Frequência cardíaca

O coração, principal órgão responsável pelo transporte sanguíneo no organismo humano, recebe inervação dos sistemas nervoso simpático e parassimpático que são influenciadas por informações dos barorreceptores, quimiorreceptores, sistema respiratório, sistema vasomotor, sistema termorregulador e sistema renina-angiotensina-aldosterona. Portanto, o coração não funciona de forma regular em seus batimentos, e suas oscilações, dentro de um padrão de normalidade, decorrem em função de uma complexa interação, resultando em uma significativa variabilidade da FC. Vale ressaltar a importância do sistema nervoso autônomo cardíaco no que se refere à capacidade do sistema cardiovascular se ajustar a diversos estímulos fisiológicos e patológicos para manutenção da homeostasia (GUYTON, 2006; VANDERLEI *et al.*, 2009; MARÃES, 2010).

No que diz respeito ao componente neural desta regulação, está bem consolidado na literatura que o exercício induz a retirada do tônus vagal e a aumenta ativação simpática, em função da intensidade do exercício e da massa muscular recrutada. Tanto

a retirada da atividade parassimpática, quanto o aumento da atividade simpática, visam aumentar a FC, aumentar a contratilidade miocárdica para aumentar o volume sistólico, induzir a venoconstrição, melhorando o retorno venoso, aumentar a resistência vascular nas vísceras abdominais e nos músculos esqueléticos não ativos e na preservação do débito cardíaco para a perfusão dos músculos ativos, onde ocorre a vasodilatação mediada pelo metabolismo (GUYTON, 2006; POZZI *et al.*, 2006; NOBREGA *et al.*, 2014). O incremento da FC durante a execução de um exercício físico crescente, apresenta um crescimento linear quando o voluntário é submetido a um protocolo de exercício incremental, ou seja, com constante aumento de carga até o pico do exercício, como foi realizado no presente estudo (NEDER & NERY, 2003; GUYTON, 2006; VANDERLEI *et al.*, 2009; MARÃES, 2010).

Estas mudanças na modulação autonômica sobre o sistema cardiovascular envolvem mecanismos neurais que são necessários para uma resposta fisiológica normal: o mecanismo central e os mecanismos periféricos (Figura 3). No mecanismo central, comumente conhecido como "comando central", a ativação de regiões do cérebro responsáveis pelo recrutamento de unidades motoras também ativa as áreas de controle cardiovascular localizadas no bulbo, sendo esta ativação proporcional ao número de unidades motoras necessárias para o desempenho da atividade física. Estes sinais eferentes ao centro cardiovascular promovem respostas cardiovasculares rápidas, tais como a retirada vagal atuante no nódulo sinoatrial observada no início do exercício. O mecanismo neural reflexo periférico consiste em sinais aferentes enviados pelo mecanorreceptores e quimiorreceptores, localizados nas fibras musculares, e também pelos barorreceptores, localizados nos seios carotídeos e arco aórtico, aos centros respiratório e cardiovascular, promovendo também respostas cardiorrespiratórias necessárias para execução do exercício físico (MITCHELL, 1990; GUYTON, 2006; POZZI *et al.*, 2006; NOBREGA *et al.*, 2014).

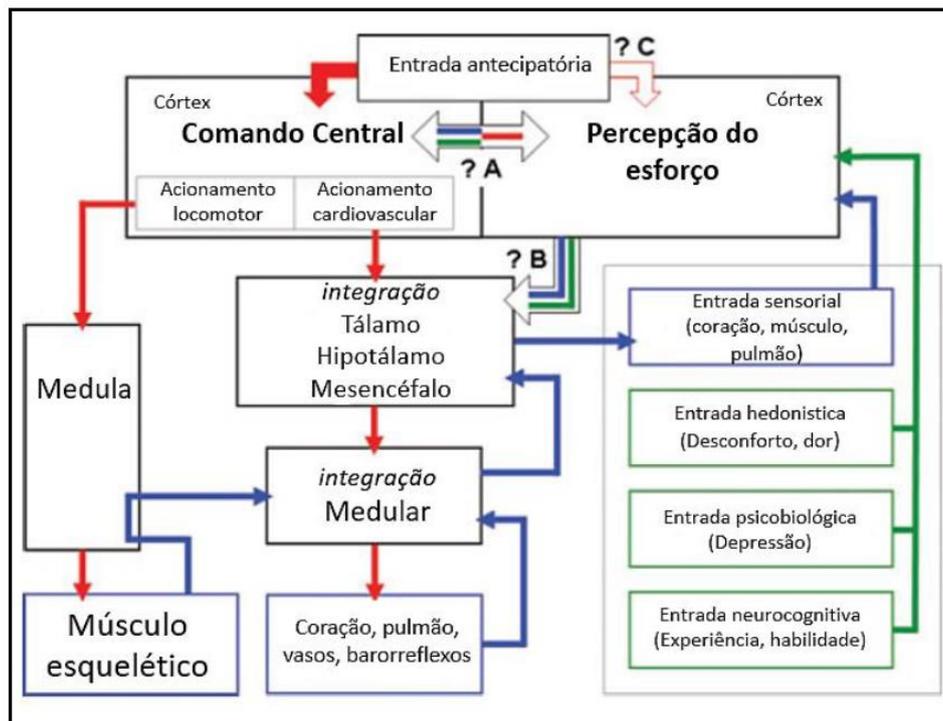


Figura 3. As setas vermelhas representam as vias centrais de comando (eferente), enquanto as setas azuis (sensorial aferente) e verde indicam caminhos de feedback que podem influenciar a percepção do esforço e do comando central. As setas abertas (rotuladas A B e C) denotam alguns dos problemas não resolvidos relativos às interações entre a percepção do esforço e o comando central, como segue. A percepção do esforço pode modular o comando central ou vice-versa (A). A percepção do esforço (ou entradas específicas) pode influenciar as respostas cardiovasculares independentemente do comando central durante o exercício (B). A antecipação (como estímulo alimentar) pode modificar a percepção do esforço (C). (Adaptado de *The relevance of central command for the neural cardiovascular control of exercise. EXP Physiol. 2010*).

O período de latência da FC no início do esforço, em torno de 0,5 segundo, seguido de um marcante aumento, devido quase que exclusivamente à diminuição da estimulação parassimpática sobre o nódulo sinoatrial, conhecido como componente rápido de elevação da FC, que independe da intensidade de potência aplicada. Após esse período, nos próximos 60 a 90 segundos, nota-se um crescimento mais lento da FC, correspondendo à retirada lenta do tônus vagal, o qual já é influenciado parcialmente pela atividade física. Em esforços de baixa potência, após o pico precoce de elevação da FC, ocorre uma redução de valores desta variável em direção à condição de equilíbrio dinâmico, entre 1,8 a 3,7 minutos. Já em níveis de potências mais elevadas, ocorre uma elevação da FC, que se deve ao predomínio da atividade simpática, denominado componente lento de elevação da FC, que impede a estabilização desta variável, enquanto

durar o exercício físico. Vale ressaltar que quanto mais condicionado for o indivíduo, mais rápido será esse ajuste cardiovascular. (NEDER & NERY, 2003; GUYTON, 2006; MARÃES, 2010).

Em estudos prévios, tem-se observado que o LA pode ser detectado indiretamente pela perda da linearidade da FC em relação ao incremento de potência, durante teste de exercício dinâmico em cicloergômetro (RIBEIRO *et al.*, 1985; BUNC *et al.*, 1995; MARÃES *et al.*, 2005; POZZI *et al.*, 2006; REIS *et al.*, 2013). O racional para a utilização da FC como marcador do LA pode ser explicado, principalmente, pela resposta mediada dos quimioceptores periféricos a concentração de lactato induzida pela predominância do metabolismo anaeróbio láctico para suportar a demanda metabólica imposta pelo exercício físico, levando a um marcado aumento da hiperatividade simpática a partir deste momento, com aumento abrupto da FC. (REIS *et al.*, 2013).

3.0 Objetivos

3.1 Objetivo Geral

Avaliar e comparar a determinação do LA pela resposta da FC com o LA obtido pelo TECP.

3.2 Objetivos específicos

Fase 1 - Avaliar a validade do modelo heterocedástico aplicado a resposta da FC para a determinação do LA

- Comparar os valores de tempo, FC e VO_2 do limiar anaeróbio determinado pelo método visual gráfico do TECP e pela resposta da FC;
- Correlacionar os valores de tempo, FC e VO_2 do LA determinado pela resposta da FC com o obtido pelo método visual gráfico do TECP.
- Avaliar a concordância dos valores de tempo, FC e VO_2 do LA determinado pela resposta da FC com o obtido pelo método visual gráfico do TECP.

Fase 2 – Avaliar a validade do modelo heterocedástico desenvolvido e implementado em novo *software* – *InflectionGECARE/UFRJ* - amigável e livre aplicado a resposta da FC para a determinação do LA

- Comparar os valores de tempo, FC e VO₂ do limiar anaeróbio determinado pelo método visual gráfico do TECP e pela resposta da FC;
- Correlacionar os valores de tempo, FC e VO₂ do LA determinado pela resposta da FC com o obtido pelo método visual gráfico do TECP.
- Avaliar a concordância dos valores de tempo, FC e VO₂ do LA determinado pela resposta da FC com o obtido pelo método visual gráfico do TECP.

4.0 Material e métodos

4.1 Desenho do estudo

Trata-se de um estudo observacional e transversal desenvolvido em duas fases, com produção de produto tecnológico e obedecendo as orientações do *Strengthening the Reporting of Observational Studies in Epidemiology* (STROBE). A

4.2 Fase I

4.2.1 Participantes

Foram recrutados homens e mulheres, que obedeceram aos seguintes critérios de inclusão: indivíduos acima de 18 anos e que apresentassem fator de risco para o desenvolvimento de DCV. Os seguintes fatores de risco foram considerados para inclusão dos indivíduos na pesquisa: hipertensão arterial sistêmica (HAS), sobrepeso/obesidade, dislipidemia e sedentarismo. Foram excluídos indivíduos com evidências clínicas e/ou funcionais de doença pulmonar obstrutiva crônica, asma induzida pelo exercício, história de doença coronariana, angina ou arritmias significativas, que apresentassem alterações musculoesqueléticas que impedissem a realização do TCPE, além de indivíduos diabéticos.

Este trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética da UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil (CAAE 47813415.8.0000.5257). Todos os voluntários assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido e a privacidade dos participantes da pesquisa e confidencialidade dos dados foram totalmente garantidas durante todas as etapas do estudo.

4.2.2 Avaliação clínica

Primeiramente, os voluntários foram submetidos a uma avaliação detalhada (anamnese e exame físico), na qual foram coletados os dados pessoais, antropométricos, sinais vitais e estado nutricional (índice de massa corporal [IMC]). Também foram analisadas as variáveis consideradas para inclusão no estudo: HAS (pressão arterial sistólica >140 mmHg e pressão arterial diastólica > 90 mmHg [Diretriz Brasileira de Hipertensão, 2016], sobrepeso/obesidade (IMC ≥ 25 kg/m [OMS, 1998]) Dislipidemia (LDL > 130 mg/dL e HDL < 40 mg/dL [Diretriz Brasileira de Dislipidemia e Diretriz de Prevenção da Aterosclerose do Departamento de Aterosclerose da Sociedade Brasileira de Cardiologia, 2001]).

4.2.3 Teste de exercício cardiopulmonar máximo ou sintoma-limitado

O TECP foi realizado com protocolo de potência incremental do tipo rampa em um cicloergômetro eletromagnético sentado em posição vertical (ErgoFit – Belo Horizonte - Brasil). Inicialmente foram medidos os valores metabólicos de repouso durante um minuto, e em seguida iniciou-se um aquecimento com um período total de três minutos na menor carga do ciclo (15 watts). Após o aquecimento, iniciou-se o incremento de potência, que foi de 5-10 watts/minuto, onde o participante foi orientado em manter uma cadência constante de 60 rpm. O teste foi interrompido quando o participante atingisse a fadiga volitiva durante o teste. No entanto outros critérios também foram considerados para a interrupção do teste, tais como alterações no monitoramento do eletrocardiograma, juntamente com os valores pressóricos ou qualquer tipo de desconforto por parte do participante. Durante todo o teste, o monitoramento da distribuição de carga foi feito por um dos pesquisadores envolvidos. Na recuperação, foram dados três minutos ativos com a carga reduzindo aos valores mínimos e dois minutos de recuperação passiva. O ECG (Wincardio USB Brasília - Brasil) – nas derivações MC5, DII, DIII, aVR, aVL, e aVF modificado e V1 a V6 foi continuamente monitorado bem como os valores pressóricos e a sensação e percepção do esforço (escala de BORG – CR-10), a cada três minutos. O teste foi realizado por uma equipe multidisciplinar composta por fisioterapeutas, professores de educação física e médicos, que monitoraram os sinais e sintomas exibidos pelos participantes (Floriano, 2019)

4.2.4 Análise dos dados

4.2.4.1 Método visual para determinação do LAV

Em um segundo momento, para a determinação do LAV, foram realizadas as análises visuais das curvas da correlação VO_2 e VCO_2 , relação VE/VO_2 e VE/CO_2 , e das variáveis FEO_2 e FECO_2 que foram plotadas respiração a respiração no *software* Excel. Na sequência, três observadores independentes realizaram a determinação do LAV na ocorrência das seguintes situações (Wasserman *et. al.*, 1999)

- VE/VO_2 : ponto de mais baixo valor desta relação, certificando-se de que, a partir dele, ocorra aumento sistemático;
- FEO_2 : ponto de mais baixo valor desta variável, a partir do qual, tem início uma elevação sistemática.

O trecho de análise selecionado foi com base nas respostas das variáveis cardiorrespiratórias, ou seja, do momento em que as mesmas começam a responder ao incremento de potência até o momento de interrupção do exercício. A análise de cada observador foi realizada independentemente, no visor do monitor de 15 polegadas (SyncMaster 550V, Samsung) interfaceado ao sistema Aerograph. A partir do valor médio do tempo obtido foram verificados os valores de potência (W), VO_2 (mL/min), VO_2 (mL/kg/min) e FC (bpm) correspondentes na planilha das variáveis geradas pelo sistema de ergoespirometria, interpolada segundo a segundo.

O controle qualitativo do experimento foi realizado por diversos critérios: velocidade de rotação constante (60 rpm) até a exaustão física; ocorrência de artefatos que pudessem prejudicar a qualidade do teste e a determinação do LA; a presença ou não de estado de equilíbrio na fase de aquecimento; se o início das respostas da FC e das variáveis ventilatórias coincidiu com o incremento de potência; e se as variáveis ventilatórias mostraram comportamento linear no início da rampa. Esse método foi utilizado como padrão ouro nas comparações com os demais métodos de determinação do LA.

4.2.4.2 Resposta da FC para determinação do LA

O modelo estatístico heterocedástico foi desenvolvido com a utilização de um algoritmo matemático no *software* Sigmaplot for Windows que determinou o ponto de mudança da série de dados da FC. Esse modelo foi aplicado aos dados coletados

batimento a batimento da FC, no qual, a partir da identificação do LAV, foram estabelecidos os valores de tempo (segundos), potência (W), FC (bpm) e VO_2 ($mLO_2/kg/min$ e L/min).

O modelo de regressão segmentada linear simples heterocedástico, considerando uma sequência de observações (y_i, x_i) , é dado da seguinte forma:

$$y_i = \begin{cases} \alpha_1 + \beta_1 x_i + \varepsilon_{i1}, & \text{se } i = 1, \dots, k, \\ \alpha_2 + \beta_2 x_i + \varepsilon_{i2}, & \text{se } i = k + 1, \dots, n. \end{cases}$$

Onde y_i é a variável dependente, x_i é uma variável "fixa" independente (neste caso, tempo) e ε_{i1} e ε_{i2} são erros aleatórios da relação, que são independentes e geralmente distribuídos com média zero e variância σ_{i2} . Coeficientes α_1 , β_1 , α_2 e β_2 são desconhecidos e precisam ser estimados.

A Figura 4 ilustra a aplicação do modelo estatístico heterocedástico aos dados de FC, batimento a batimento, em função do tempo. A reta vertical determina o ponto de mudança da FC e o tempo representando na parte inferior do gráfico, foi considerado o tempo de ocorrência do LA por este método.

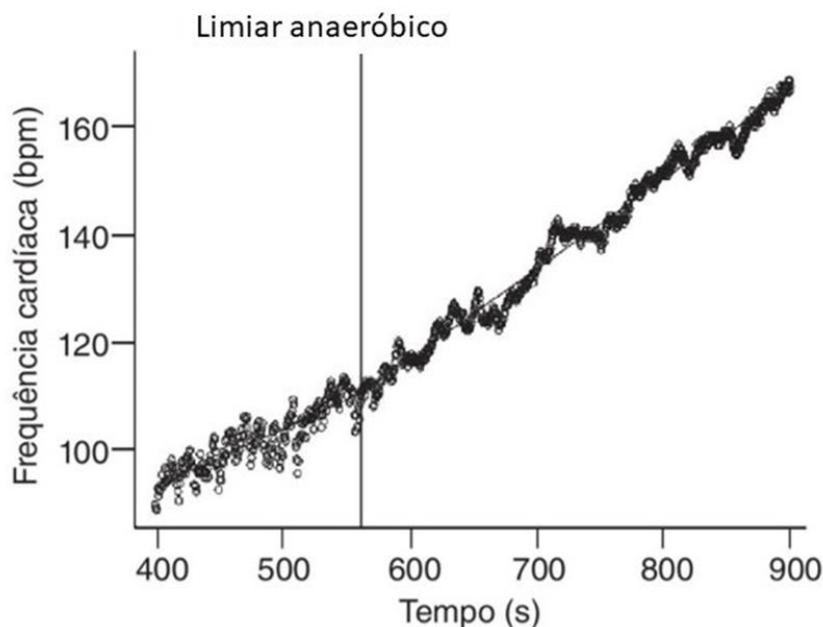


Figura 4. Ilustração do modelo estatístico heterocedástico aos dados de FC. Os círculos representam o comportamento da FC, batimento a batimento, durante o TECP, em função do tempo. A reta vertical determina o ponto de mudança da FC e o tempo representando na parte inferior do gráfico, foi considerado o tempo de ocorrência do limiar anaeróbico por este método. (Fonte: Laboratório do GECARE).

Os trechos selecionados para aplicação deste modelo foram os mesmos utilizados no método visual, isto é, do momento de incrementação do protocolo até o pico do exercício. Os dados de tempo, potência, FC e VO_2 no LA determinado por estes métodos, para cada uma das variáveis, foram então tabulados.

4.3 Fase II

4.3.1 Participantes

Foram utilizados todos os dados de TECP do Laboratório de Pesquisa em Avaliação e Reabilitação Cardiorrespiratória (GECARE) de 2013 a 2019. Foram incluídos TECP de homens e mulheres com mais de 18 anos, saudáveis, com fatores de risco para doença arterial coronariana e com doenças crônicas – insuficiência cardíaca crônica e cirrose hepática de diferentes etiologias.

Foram excluídos os TECPs que não apresentavam boa qualidade gráfica para a análise do LAV (com presença de ruídos ou que caracterizasse vazamento dos gases exalados), os testes que os voluntários não atingiram o limiar de anaerobiose, assim como os TECPs de carga constante e os que foram realizados sem a coleta da FC batimento a batimento concomitante.

Este trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética do Hospital Clementino Fraga Filho/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil (CAAE 47813415.8.0000.5257). Todos os voluntários assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido e a privacidade dos sujeitos da pesquisa e confidencialidade dos dados foram totalmente garantidas durante todas as etapas do estudo.

4.3.2 Avaliação inicial

A pesquisa foi realizada em um laboratório climatizado com temperatura entre 22°C e 24°C e umidade relativa do ar entre 50% e 60%, no mesmo período do dia (entre 8h e 12h). Para a véspera e no dia dos testes, cada voluntário recebeu orientações para evitar consumo de bebidas estimulantes, não realizar atividade física 24h antes dos testes e realizar refeições leves e ter uma noite de sono adequada (pelo menos 8 horas).

Inicialmente, os voluntários foram submetidos a uma avaliação clínica e fisioterapêutica composta por anamnese, exame físico e ausculta pulmonar e cardíaca,

histórico de medicações em uso contínuo e ainda sobre uso de substâncias ilícitas, álcool e tabagismo. Foram ainda familiarizados com o ambiente experimental e com os pesquisadores envolvidos. Antes de iniciar os testes, os voluntários foram avaliados e examinados para certificar se as orientações dadas foram rigorosamente seguidas. Ainda, foi verificada a pressão arterial diastólica e sistólica, realizada ausculta pulmonar e checada a SpO₂.

4.3.3 Teste de exercício cardiopulmonar máximo ou sintoma-limitado

Em um segundo momento, os voluntários foram submetidos ao TECP associado ao sistema de ergoespirometria. O TECP foi executado por meio do protocolo de potência incremental do tipo rampa em cicloergômetro vertical (ErgoFit – Belo Horizonte - Brasil). Inicialmente, os pacientes permaneceram um minuto em repouso sentado no cicloergômetro; na sequência, iniciaram o período de aquecimento por três minutos, pedalando no cicloergômetro com carga de 15W. Após esta etapa, o protocolo de exercício físico foi iniciado com incrementos de 5-20W de carga a cada minuto até a exaustão física, isto é, impossibilidade do voluntário em manter a cadência de 60 rotações por minuto. A distribuição da carga foi controlada pelo avaliador. Por fim, o período de recuperação pós-teste, consistiu em três minutos de recuperação ativa pedalando com a carga de 15W, seguidos de dois minutos de repouso, onde continuaram sentados no cicloergômetro enquanto a coleta eletrocardiográfica, da PA, das variáveis ventilatórias, metabólicas e subjetivas continuaram a ser obtidas. As variáveis ventilatórias e metabólicas e a FC foram captadas e registradas simultaneamente durante todo o período do teste (Figura 5). O eletrocardiograma ECG (Wincardio USB, Micromed, Brasília, Brasil.) - nas derivações MC5, DII, DIII, aVR, aVL e aVF modificadas e de V1 a V6 – foram monitoradas continuamente durante todo o procedimento experimental. A PA foi verificada de três em três minutos, com cuidados em evitar interferências na coleta das variáveis.



Figura 5. Variáveis ventilatórias e metabólicas e eletrocardiograma sendo captadas e registradas durante todo o período do teste de exercício cardiopulmonar (Fonte: Laboratório do GECARE).

As variáveis ventilatórias e metabólicas foram obtidas por meio de um sistema computadorizado de análise ergoespirométrica (VO₂₀₀₀ – Portable Medical Graphics Corporation®). O volume corrente foi obtido por meio de um pneumotacômetro de Pitot de alto fluxo, conectado ao sistema VO₂₀₀₀ e acoplado a uma máscara facial, selecionada de acordo com o tamanho da face do voluntário, para ficar devidamente ajustada, evitando escapes de ar (Figura 6). Após o período de colocação da máscara, o voluntário foi instruído a não se comunicar mais de forma verbal e sua comunicação a partir desse momento foi através do gestual das mãos, principalmente para informar a taxa de esforço percebido através da escala de Borg modificada, (CR-10) a cada 3 minutos no decorrer do teste; ou até mesmo para sinalizar a interrupção do protocolo. O teste foi iniciado quando R estivesse no valor de 0,8. O equipamento fornece em tempo real os valores de VO₂, da VCO₂ e da VE. Os valores de VE/VO₂, VE/VCO₂, as variáveis metabólicas, o R, frações parciais ao final da expiração do O₂ (PETO₂), frações parciais ao final da expiração de CO₂ (PETCO₂), VC e a FR também foram calculados e armazenados.



Figura 6. Execução do teste de exercício cardiopulmonar (Fonte: Laboratório do GECARE).

Os testes foram conduzidos por uma equipe de pesquisadores composta de fisioterapeutas e médicos, os quais estiveram atentos aos sinais e sintomas de resposta inadequada ao exercício. Foram utilizados os seguintes critérios de interrupção do teste (GIBBONS, 2002): não manter a cadência de 60-70 rotações por minuto; sudorese profusa, arritmias complexas, angina, palidez, FC máxima (Floriano *et al.*, 2019), PA sistólica $> 220\text{mmHg}$, tontura, cianose e $R \geq 1.10$.

4.3.4 Métodos de Análise

4.3.4.1 Método visual para determinação do LAV

A análise visual das curvas da correlação VO_2 e VCO_2 , relação VE/VO_2 e VE/CO_2 , e das variáveis FEO_2 e FECO_2 , foram plotadas respiração a respiração no software Excel. Na sequência, três observadores independentes realizaram a determinação do LAV na ocorrência das seguintes situações (WASSERMAN *et al.*, 1999):

- VE/VO_2 : ponto de mais baixo valor desta relação, certificando-se de que, a partir dele, ocorra aumento sistemático;

- FEO₂: ponto de mais baixo valor desta variável, a partir do qual, tem início uma elevação sistemática.

O trecho de análise selecionado foi com base nas respostas das variáveis cardiorrespiratórias, ou seja, do momento em que as mesmas começam a responder ao incremento de potência até o momento de interrupção do exercício. A análise de cada observador foi realizada independentemente, no visor do monitor de 17 polegadas (AOC E970S) interfaceado ao sistema *Aerograph*. A partir do valor médio do tempo obtido foram verificados os valores de VO₂ (mL/min), VO₂ (mL/kg/min) e FC (bpm) correspondentes na planilha das variáveis geradas pelo sistema de ergoespirometria, interpolada segundo a segundo.

O controle qualitativo do experimento foi realizado por diversos critérios: velocidade de rotação constante (60 rotações por minuto - rpm) até a exaustão física; ocorrência de artefatos que pudessem prejudicar a qualidade do teste e a determinação do LA; a presença ou não de estado de equilíbrio na fase de aquecimento; se o início das respostas da FC e das variáveis ventilatórias coincidiu com o incremento de potência; e se as variáveis ventilatórias mostraram comportamento linear no início da rampa. Esse método foi utilizado como padrão ouro nas comparações com os demais métodos de determinação do LA.

4.3.4.2 Resposta da FC para determinação do LA

O modelo estatístico heterocedástico - que determina o ponto de mudança da série de dados da FC - foi desenvolvido a partir do *software* **Inflection GECARE/UFRJ** com linguagem *LabView* que foi registrado a partir da Agência de Inovação da UFRJ pelo Instituto Nacional de Propriedade Industrial (INPI) do Ministério da Economia com número BR512020002203-0 em 20/10/2020. A concepção desse programa de computador foi realizada no Laboratório do GECARE e a amigabilidade desenvolvida em parceria com o Prof. Dr. Thomas Beltrame da Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP) (detalhes do desenvolvimento do *software* no apêndice). Esse modelo foi aplicado aos dados coletados batimento a batimento da FC, no qual, a partir da identificação do LA, foram estabelecidos os valores de tempo (segundos) e VO₂ (mLO₂/kg/min e L/min).

O modelo de regressão segmentada linear simples heterocedástico, considerando uma sequência de observações (y_i, x_i), é dado da seguinte forma:

$$y_i = \begin{cases} \alpha_1 + \beta_1 x_i + \varepsilon_{i1}, & \text{se } i = 1, \dots, k, \\ \alpha_2 + \beta_2 x_i + \varepsilon_{i2}, & \text{se } i = k + 1, \dots, n. \end{cases}$$

Onde y_i é a variável dependente, x_i é uma variável "fixa" independente (neste caso, tempo) e ε_{i1} e ε_{i2} são erros aleatórios da relação, que são independentes e geralmente distribuídos com média zero e variância σ_{i2} . Coeficientes α_1 , β_1 , α_2 e β_2 são desconhecidos e precisam ser estimados.

A Figura 7 ilustra a aplicação do software desenvolvido aos dados de FC, batimento a batimento, em função do tempo. A reta vertical determina o ponto de mudança da FC e o tempo representando na parte inferior do gráfico, foi considerado o tempo de ocorrência do LAV por este método.

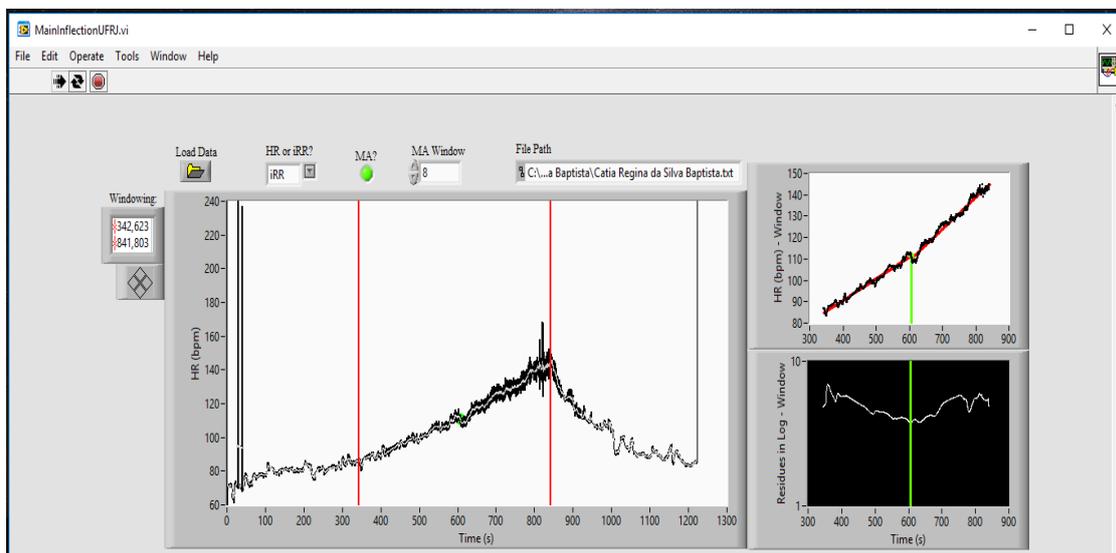


Figura 7. Ilustração do *software* **Inflection GECARE/UFRJ** aos dados de FC. O ponto representado pela reta verde do gráfico foi considerado o tempo de ocorrência do LAV por este método. (Fonte: Laboratório do GECARE).

Os trechos selecionados para aplicação deste modelo foram os mesmos utilizados no método visual, isto é, do momento de incrementação do protocolo até o pico do exercício. Os dados de tempo, FC e VO_2 no LAV determinado por estes métodos, para cada uma das variáveis, foram então tabulados.

4.4 Análise estatística

Foi utilizado o programa estatístico *Sigmaplot* versão 11.0 *for Windows*® no tratamento dos dados. Inicialmente, aos dados foram aplicados os testes de normalidade de Kolmogorov-Smirnov e homogeneidade das variâncias de Levene. Para os resultados da fase I, foram aplicados o teste t-student para análise da similaridade temporal na determinação do LA pelos métodos estudados. Na sequência, foram realizadas correlações de Pearson para verificar o nível de associação dos métodos.

Em seguida, para os dados da fase 2, para análise de confiabilidade interavaliador, foi aplicada *Anova one-way*, avaliação do índice de correlação interclasse, Bland-Altman e correlações de Pearson para avaliar a associação temporal e os valores de VO₂ relativo e absoluto da determinação do LA pelos três observadores. Posteriormente, para avaliação da confiabilidade dos métodos de determinação do LAV e do LA pela resposta da FC, as variáveis tempo (segundos), potência (W), FC (bpm) e VO₂ (mlO₂/kg/min e L/min) foi utilizado o teste *t-student pareado*. Na sequência, foi aplicado o teste de correlação de Pearson onde: 0-0,19 – correlação bem fraca; 0,20-0,39 – correlação fraca; 0,40-0,69 – correlação moderada; 0,70-0,89 – correlação forte; 0,90-1 correlação muito forte. Por fim, foram realizadas as análises de Bland-Altman e o coeficiente de correlação intraclasse para avaliar a concordância e confiabilidade da determinação do LAV e do LA pela FC. Os dados foram apresentados em média e desvio padrão e o nível de significância estabelecido foi $p < 0,05$.

5.0 Resultados

5.1 Fase I

Todos os indivíduos que atendiam aos critérios de elegibilidade previamente estabelecidos, foram recrutados para participarem do estudo. Ao longo de cinco meses, 33 pacientes foram recrutados. Entretanto, 7 pacientes foram excluídos, permanecendo somente 26 pacientes, devidamente analisados, como pode ser observado de forma detalhada no fluxograma abaixo (Figura 8)

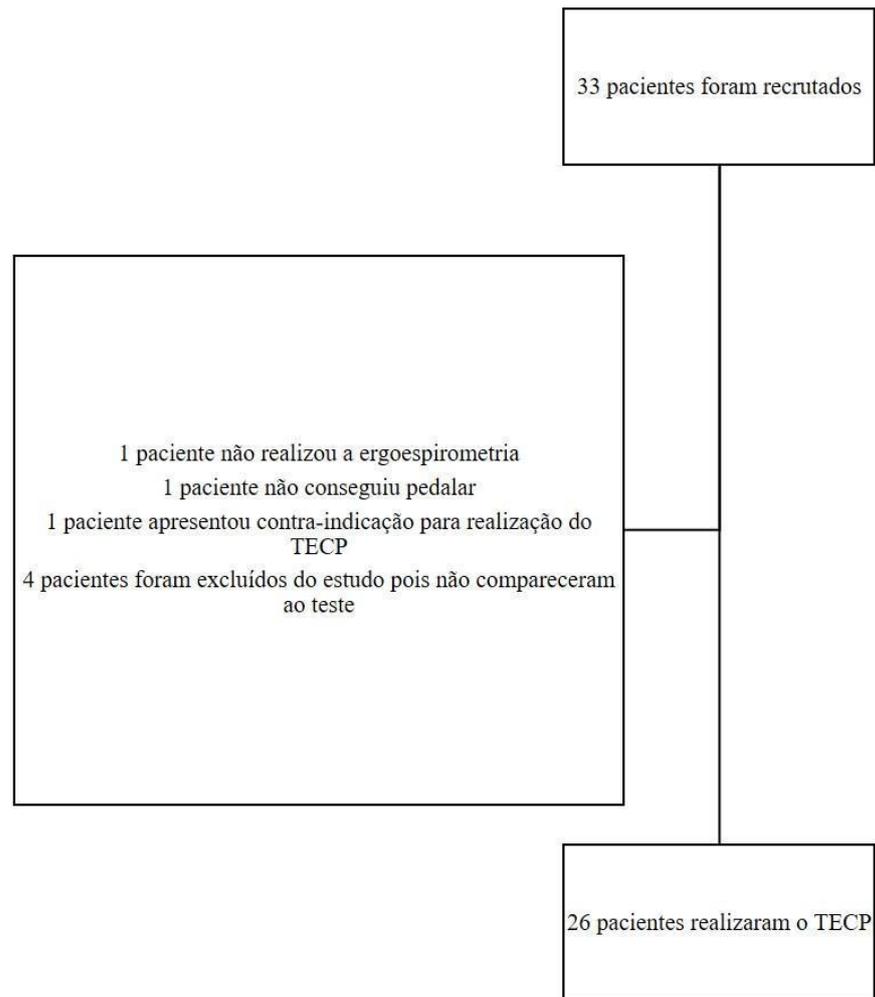


Figura 8. Fluxograma do recrutamento e seleção dos participantes do estudo.

As características antropométricas e clínicas, fatores de risco para DCV e as variáveis ventilatórias do TECP foram apresentados na Tabela 1.

Tabela 1. Características antropométricas e clínicas, fatores de risco para doenças cardiovasculares e as variáveis ventilatórias do teste de exercício cardiopulmonar.

Variáveis	Voluntários (n=26)
Gênero (M/F) (n)	18/8
Idade (anos)	57 ± 11
Massa corporal (kg)	86 ± 24
Estatura (cm)	167 ± 10
IMC (kg/m ²)	31 ± 7
Fatores de risco	
Sedentarismo (%)	100%
História familiar de DCV (%)	53,8%
Hipertensão Arterial Sistêmica (%)	27,2%
Dislipidemia (%)	18,1%
História de tabagismo prévio (%)	13,6%
Tabagismo (%)	4,5%
Medicações	
Diuréticos (%)	18,1%
Inibidor de ECA (%)	13,6%
Inibidor de canal de cálcio (%)	9%
Beta-bloqueadores (%)	4,5%
TECP	
Limiar anaeróbio ventilatório	
VO ₂ LAV (L/min)	1,18 ± 0,57
VO ₂ LAV (mL/kg/min)	10,4 ± 4,34
Pico do exercício	
VO ₂ pico (L/min)	1,89 ± 0,68
VO ₂ pico (mL/kg/min)	21,58 ± 5,45
VE (L/min)	39,13 ± 21,67
Carga pico (W)	125 ± 46
BORG Dispneia	5,3 ± 2,2
BORG MMII	6,0 ± 2,0

Dados em média e DP. IMC: índice de massa corporal; DCV: doença cardiovascular; TECP: teste cardiopulmonar; VO₂: consumo de oxigênio; LAV: limiar anaeróbio ventilatório; VE: ventilação; ECA: enzima conversora de angiotensina. MMII: membros inferiores.

Após avaliação dos voluntários e análise das variáveis, verificamos que houve diferença estatística nos valores de tempo (s), e FC (bpm) no LAV identificado pelo modelo estatístico heterocedástico comparado ao método visual gráfico ($p < 0,05$). Diferentemente dos valores tempo e FC, os valores de VO₂ (mL/kg/min), VO₂ (L/min) e potência, onde não foram encontradas diferenças significativas (Figura 9).

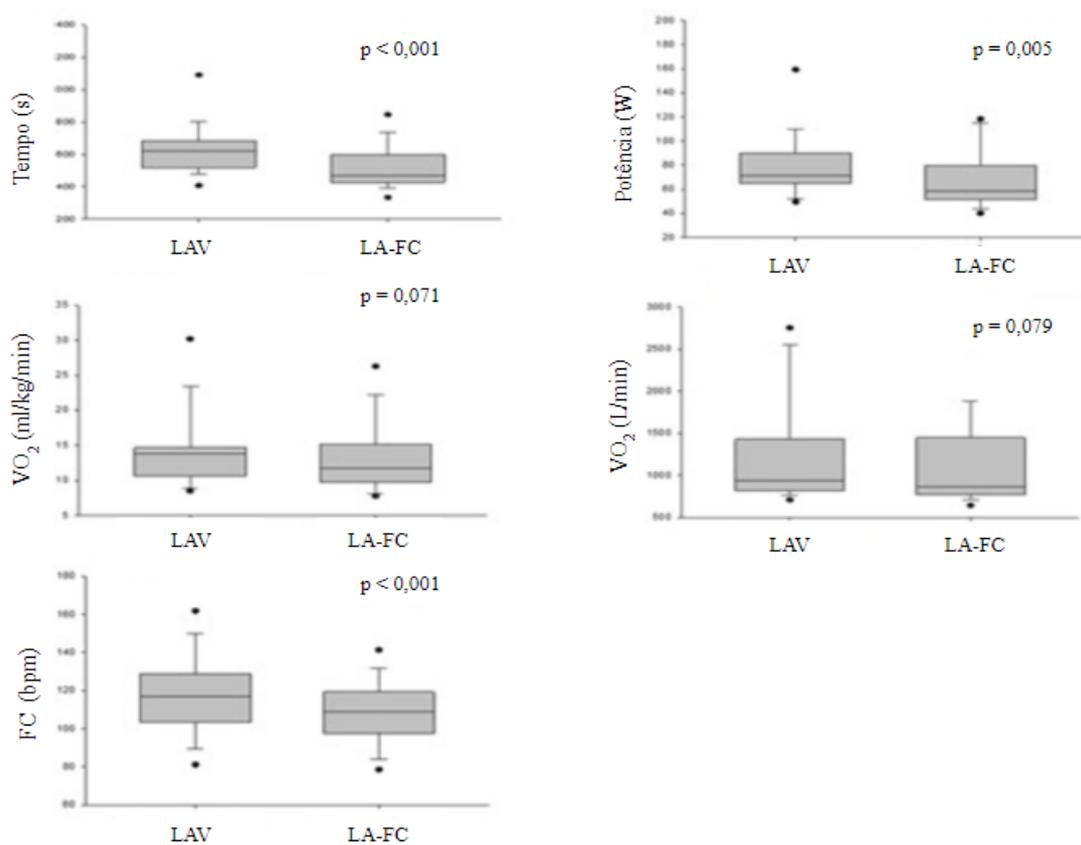


Figura 9: Comparação das variáveis tempo (s), potência (W), consumo de oxigênio relativo (mL/kg/min), consumo de oxigênio absoluto (L/min) e frequência cardíaca (FC) (bpm) pelo método visual gráfico e pela resposta da FC. LAV – limiar de anaerobiose pelo método visual. LA FC – limiar anaeróbio pela resposta da FC.

Na Figura 10 foram apresentados os resultados das análises de correlação entre tempo (s), potência (W), FC (bpm) e VO_2 (mL/kg/min) ao nível do LA, determinados pelo método visual gráfico e modelo estatístico matemático. Com relação a correlação de Pearson, foram encontradas associações fortes ($p < 0,05$).

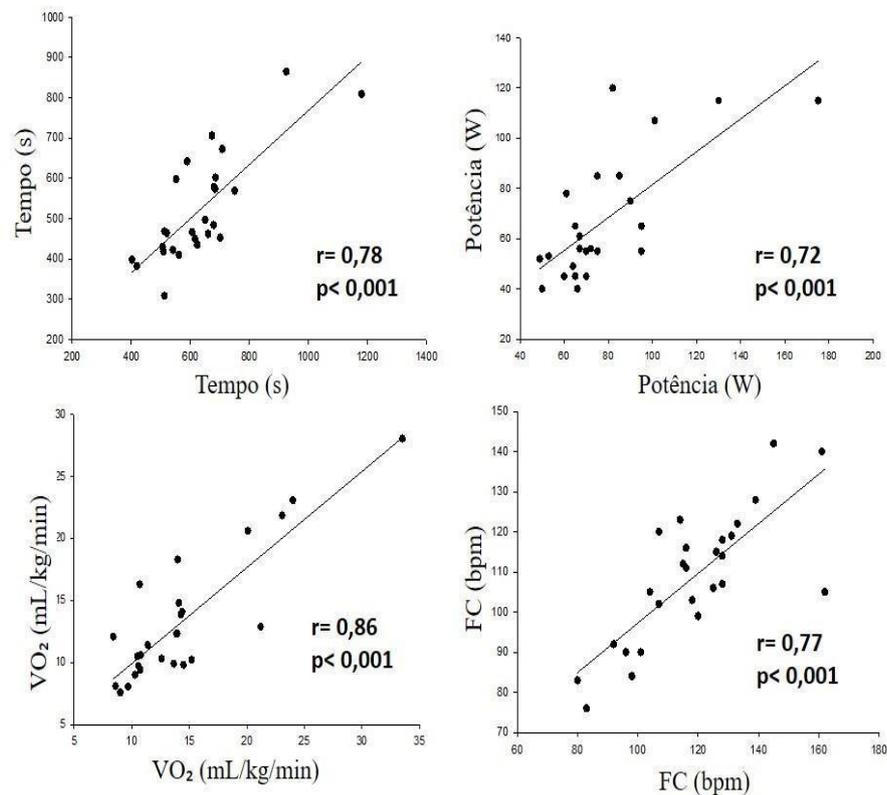


Figura 10: Correlação de Pearson das variáveis (A) tempo (s); (B) potência (W); (C) consumo de oxigênio - VO₂ (mL/kg/min); e, (D) frequência cardíaca - FC (bpm) pelo método visual gráfico e pela resposta da FC.

5.2 Fase II

Foram selecionados 200 TECPs do laboratório e devido a perdas amostrais visualizadas na Figura 11, a amostra final foi de 100 TECPs com seus respectivos dados analisados pelo método visual padrão ouro pelas variáveis ventilatórias e pela resposta da FC coletada simultaneamente, batimento a batimento.

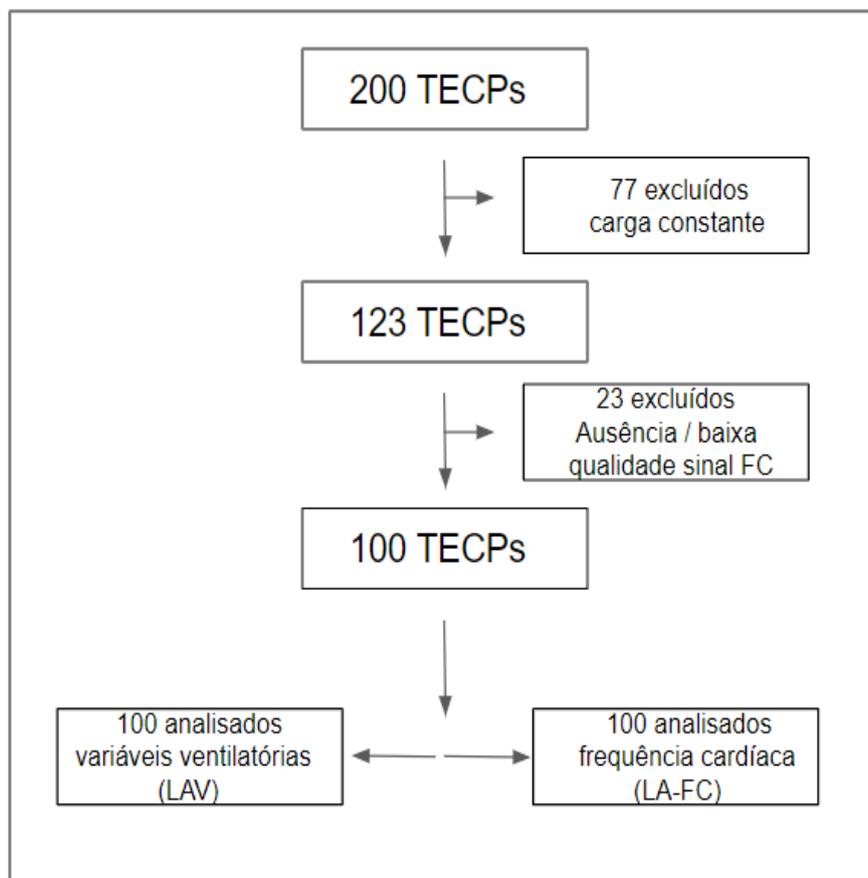


Figura 11. Fluxograma do estudo

A Tabela 2 mostra as características dos sujeitos que executaram os TECPs. A idade média dos sujeitos foi de 50 anos, sendo 69% deles do sexo masculino com IMC mostrando sobrepeso. A maior parte da amostra foi de pacientes com fator de risco para DAC.

Tabela 2. Características gerais dos participantes.

	n = 100*
Características demográficas	
Idade (anos)	50,60 ± 16,39
Sexo (masculino / %)	55 / 69
Características antropométricas	
Estatura (m)	1,66 ± 0,10
Massa Corporal (kg)	81,34 ± 18,30
IMC (kg/m ²)	29,57 ± 5,49
Características Clínicas	
Pacientes com fatores de risco para DAC (n / %)	27 / 34
Pacientes com Cirrose (n / %)	25 / 32
Saudáveis (n / %)	16 / 20
Pacientes com Insuficiência Cardíaca (n / %)	11 / 14
Teste Cardiopulmonar	
VO ₂ pico (L/min)	1,57 ± 0,87
VO ₂ pico (mL/kg/min)	19,88 ± 11,23

*n se refere ao número de testes cardiopulmonares do banco de dados do laboratório, podendo ocorrer dois testes por paciente. IMC: Índice de massa corporal. DAC: Doença arterial coronariana. VO₂: Consumo de oxigênio.

Para verificar a confiabilidade para a determinação do LAV pelas variáveis ventilatórias, *ANOVA one-way* não revelou diferença nas variáveis tempo, VO₂ (L/min) e VO₂ (ml/kg/min) analisadas pelos 3 analisadores independentes (Tabela 3). A análise do índice de correlação interclasse (ICC) mostrou uma concordância quase máxima de 0,92 (0,89 – 0,94), 0,99 (0,99 – 0,99) e 0,97 (0,96 - 0,98) para as variáveis tempo (s), VO₂ relativo (ml/kg/min) e VO₂ absoluto (L/min), respectivamente.

Tabela 3. Teste de confiabilidade das nas variáveis tempo, VO₂ (L/min) e VO₂ (mL/kg/min) medidas para os três avaliadores independentes.

Variável	Avaliador 1	Avaliador 2	Avaliador 3	ICC (95% IC)	p valor
VO ₂ (L/min)	1,1±0,5	1,1±0,5	1,1±0,5	0,97 (0,96 – 0,98)	0,99
VO ₂ (mL/kg/min)	13,2±7,0	13,5±7,1	13,4±7,1	0,99 (0,99 – 0,99)	0,95
Tempo (s)	525,7±135,4	551,1±155,2	523,5±144,1	0,92 (0,89 – 0,94)	0,33

VO₂: Consumo de oxigênio

A Figura 12 mostra as correlações interavaliador obtidas na determinação do LAV nas variáveis tempo (s), VO₂ absoluto (L/min) e VO₂ relativo (ml/kg/min) dos três observadores.

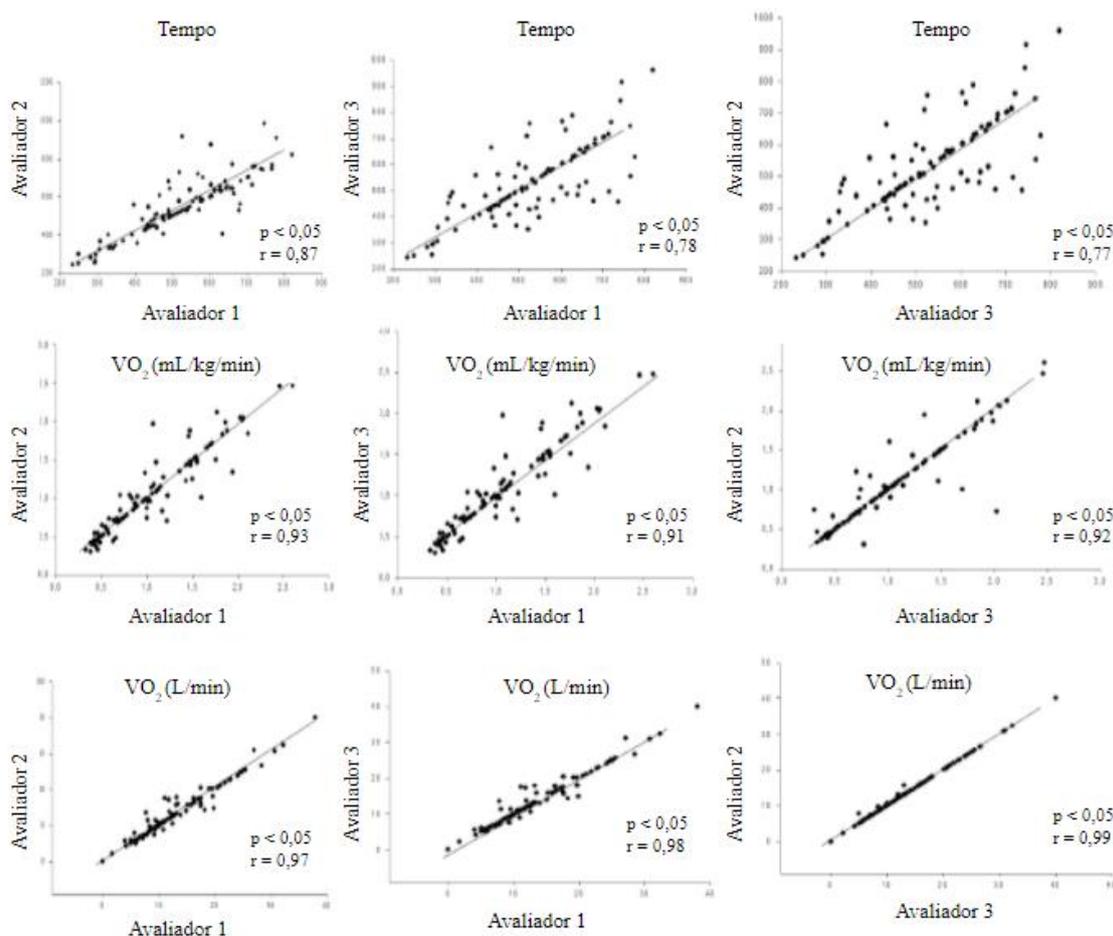


Figura 12. Correlações de Pearson para as avaliações dos três avaliadores independentes. VO₂: Consumo de oxigênio

Por fim, foi realizada também a análise de Bland-Altman interavaliador na determinação do LAV. Foi observado concordâncias de 94% para a variável tempo entre os avaliadores 1 e 2, 93% entre 1 e 3 e entre 2 e 3 (Figura 13).

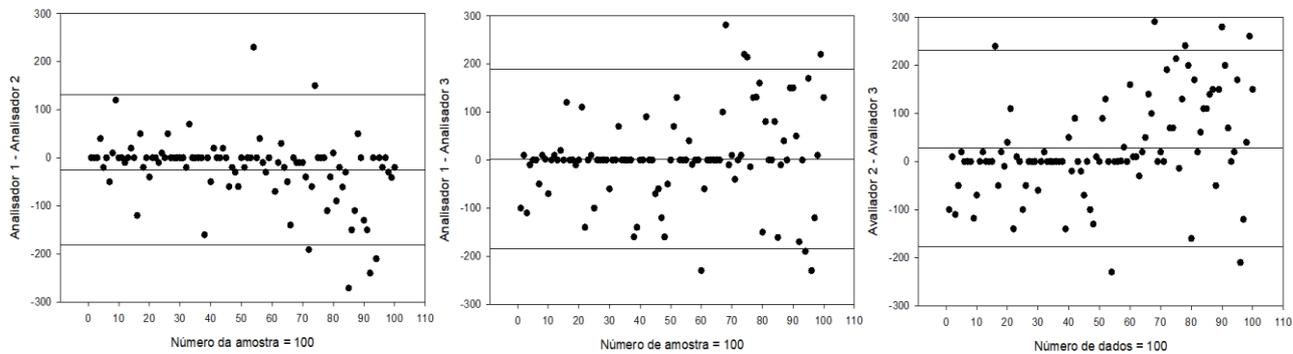


Figura 13. Teste de concordância de Bland-Altman para as três avaliações independentes.

Na comparação entre as médias do tempo, VO_2 (L/min), VO_2 (mL/min) e FC (bpm) no LA pelo método visual padrão ouro e pela resposta da FC, não foi vista diferença estatística entre os métodos através do *teste-t pareado* como mostra a Figura 14.

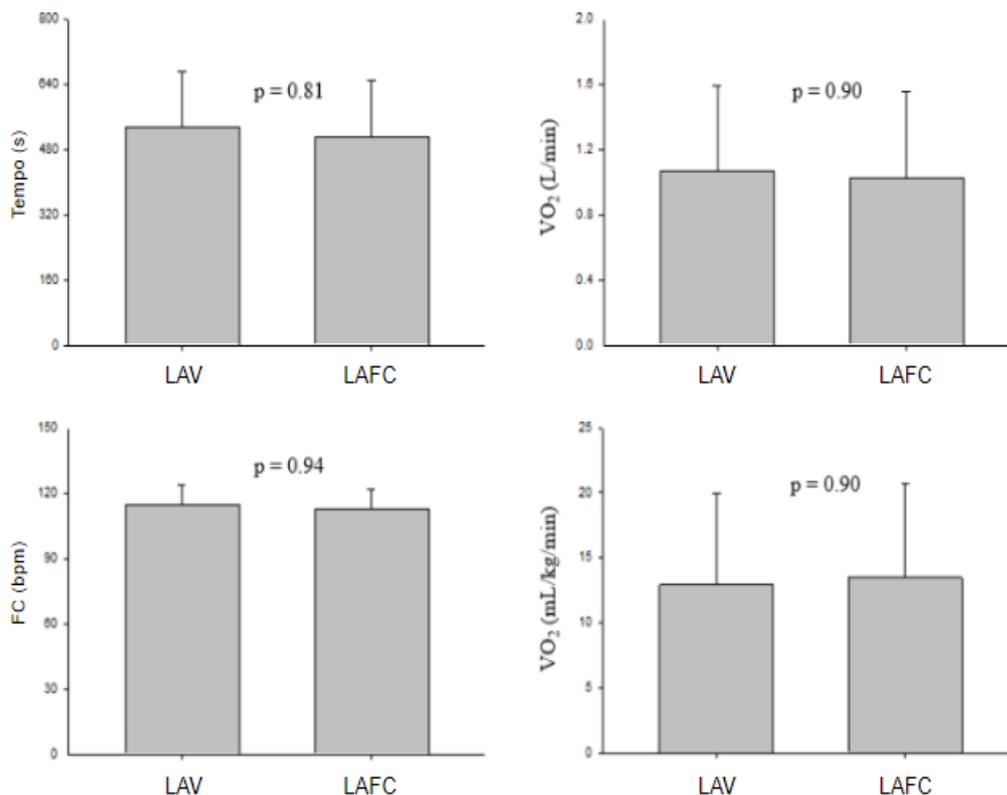


Figura 14. Teste *t-student* para comparação das médias de tempo (s), VO₂ (L/min), VO₂ (mL/min) e FC (bpm) entre os diferentes métodos. LAV: Limiar de anaeróbio ventilatório. LAFC: Limiar de anaeróbio pela resposta da frequência cardíaca. VO₂: Consumo de oxigênio

A Figura 15 mostra as correlações obtidas na determinação do LA nas variáveis tempo (s) e VO₂ relativo (ml/kg/min) entre os métodos

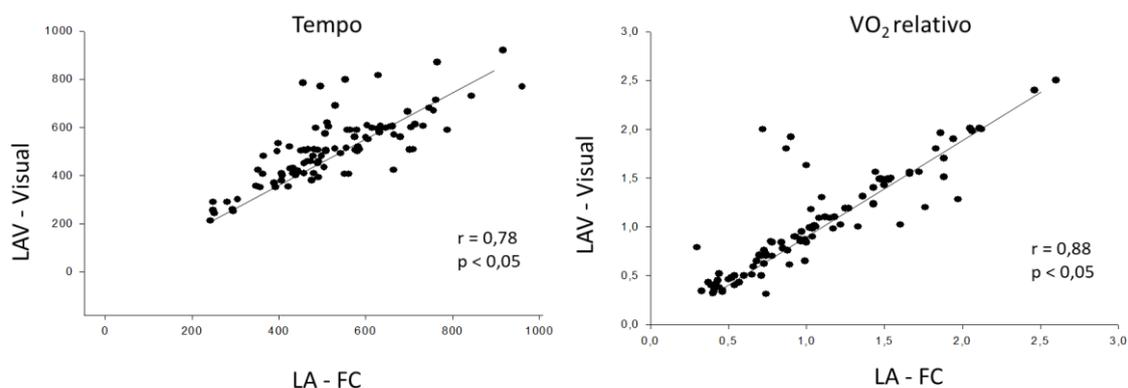


Figura 15. Correlações de Pearson para a avaliação entre os métodos. LAV: Limiar de anaeróbio ventilatório. LA-FC: Limiar de anaeróbio pela resposta da frequência cardíaca. VO₂: Consumo de oxigênio.

A Figura 16 mostra a concordância de Bland-Altman para as avaliações do LA pelo método visual através das curvas dos gases expirados pela ergoespirometria em comparação ao LA obtido pela resposta da FC pelo software *Inflection GECARE/UFRJ* nas variáveis tempo e VO_2 relativo. Foram vistas concordâncias de 94% entre os métodos para a variável tempo e de 92% para a variável VO_2 relativo. A análise do ICC mostrou correlação ótima entre os métodos na variável tempo com valor de 0,88 (0,82 – 0,92), já na variável VO_2 relativo foi vista uma correlação excelente de 0,94 (0,90 – 0,96).

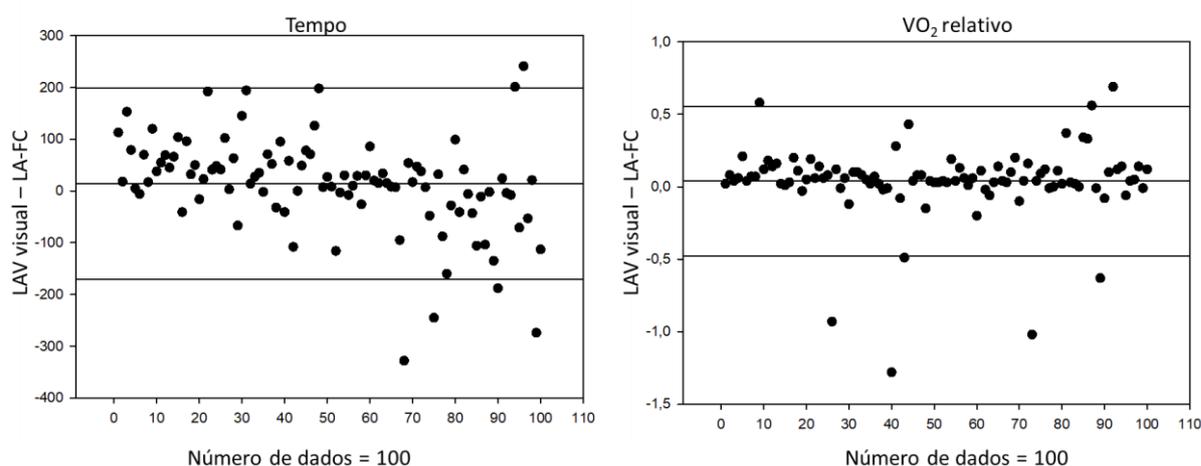


Figura 16. Teste de concordância de Bland-Altman para as avaliações dos dois métodos. LAV: Limiar de anaeróbio ventilatório. LA-FC: Limiar de anaeróbio pela resposta da frequência cardíaca

6.0 Discussão

Os principais achados deste estudo sugerem que: (i) o modelo estatístico heterocedástico se mostrou adequado na determinação do LA numa população de indivíduos com fator de risco para o desenvolvimento de DCV, por não mostrar diferença estatística nos valores de VO_2 absoluto, VO_2 relativo e potência, quando comparados ao método visual gráfico; e (ii) a análise da resposta da FC através do software *Inflection GECARE/UFRJ* mostrou boa similaridade quando comparado ao padrão ouro, sendo destacado seu baixo custo e fácil aplicabilidade em uma população mais ampla.

Com base nas respostas das variáveis ventilatórias e metabólicas ao exercício físico incremental, pode-se determinar o LA pela relação do comportamento da VE e da VO_2 , em relação ao aumento linear da carga. O VO_2 e a VE aumentam linearmente em

relação ao aumento da carga até um determinado ponto em que incrementos adicionais de potência determinam um aumento exponencial tanto da VE como da VO₂. Esta situação se deve à excessiva produção de dióxido de carbono proveniente tanto do metabolismo oxidativo como da dissociação do ácido carbônico formado pelo tamponamento do ácido lático, refletindo o metabolismo celular (SAKABE *et. al.*, 2004; MARÃES *et. al.*, 2005). O ponto de mudança dessas variáveis ventilatórias caracteriza o momento do LAV, ou seja, o momento em que o nível de exercício físico acima do qual a produção de energia pelo mecanismo aeróbio é suplementada por mecanismos anaeróbios (WASSERMAN *et. al.*, 1999).

Uma outra variável de grande importância e que está sob o controle do sistema nervoso autonômico simpático e parassimpático é a FC. A resposta da FC obtida durante diferentes protocolos de exercício pode fornecer importantes informações fisiológicas e se torna motivo de grande interesse na identificação e relação da mudança no padrão de resposta desta variável na determinação do LA. Além disso, o enfoque no comportamento da FC pode se justificar com base em outras considerações, como por exemplo, a FC é a variável cardiovascular que pode ser mensurada com o menor erro metodológico (menor que 1%) (MIYAMOTO, *et. al.*, 1981) e também pelo fato de sua mensuração ser habitualmente obtida com métodos não invasivos e equipamentos de baixo custo financeiro.

Conconi *et. al.*, 1982 representam o estudo pioneiro na investigação da mudança do metabolismo celular sinalizada pela resposta da FC. Estes pesquisadores recorreram a este indicador de avaliação cardiorrespiratória, pois consideram a FC uma variável simples e de fácil captação. Os autores relatam que o método é baseado em uma relação linear entre a FC e a intensidade do esforço físico até um determinado momento do exercício, acima do qual a relação linear sofre uma deflexão, o que de acordo com estes autores, seria o momento de ocorrência do LA. Apesar deste estudo pioneiro ter sido questionado frente a dificuldades encontradas na reprodutibilidade deste modelo em alguns voluntários, o mesmo despertou interesse no campo da pesquisa, e atualmente, é possível encontrar na literatura diversos estudos aprimorando os métodos de determinação do LA através do comportamento da FC durante o exercício físico (REIS *et. al.*, 2013; RIBEIRO *et. al.*, 1985; POZZI *et. al.*, 2006; HIGA *et. al.*, 2007; HAM *et. al.*, 2017).

No intuito de aprimorar o conhecimento sobre modelos estatísticos aplicados ao comportamento da FC durante o exercício físico na determinação do LA, Hoffman *et al.* e Bunc *et al.*, aplicaram um modelo matemático de ajuste linear aos dados de FC coletados durante o teste de exercício físico dinâmico incremental, que detectou o ponto onde a resposta da FC perdia a linearidade em relação ao aumento de potência. Os autores referem que este ponto de quebra é fortemente correlacionado com o LA determinado pela concentração de lactato sanguíneo. Hoffman *et al.* estudando a resposta da FC de dezesseis mulheres, referem que os coeficientes de correlação das variáveis potência ($r = 0,923$), VO_2 ($r = 0,974$) e FC ($r = 0,857$) no LAV determinado pelas duas metodologias estudadas, foram significativas. Bunc *et al.* referem que a correlação do VO_2 ($r = 0,870$) e da FC ($r = 0,857$) no LAV determinado pelas duas metodologias estudadas também foram significativas. Vale ressaltar, que nestes estudos prévios, o método de referência na comparação com o modelo estatístico de identificação do LA foi a análise da lactacidemia. Apesar de no estudo desenvolvido pelo nosso grupo, o método de referência ter sido a análise visual gráfica do comportamento das variáveis ventilatórias e metabólicas, os resultados estão de acordo com os observados por estes dois estudos prévios, no que se refere a utilização de algoritmos matemáticos para a identificação do LAV, quando comparados com metodologias tradicionais.

Pozzi *et al.*, 2006 realizaram um estudo com nove idosos ativos, com o objetivo de determinar o LAV pelo método ventilatório visual gráfico, pelos modelos estatísticos, Heterocedástico e Hinkley, aplicados aos conjuntos de dados de FC, RMS do sinal mioelétrico (*Root Mean Square*) e VCO_2 e comparar o LA obtido pelos três métodos, durante teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo rampa. Após a aplicação dos modelos estatísticos e identificados os pontos de quebra de comportamento, foram registrados neste momento os valores de potência, VO_2 e FC, comparados e correlacionados aos obtidos pelo método visual gráfico. Os autores não encontraram diferenças significativas, em relação ao método visual gráfico, entre os valores de potência, VO_2 e FC, no momento do LA identificado pelos diferentes modelos. Além disso, foram encontradas correlações significativas entre os valores de FC identificados pelos modelos estatísticos entre os valores de VO_2 quando identificados pela FC e de potência somente quando identificada pelo modelo de Hinkley aplicado aos dados de RMS do sinal mioelétrico. Assim como no presente estudo, no grupo estudado, os

modelos estatísticos mostraram-se sensíveis na determinação não-invasiva do LA, sendo que ambos se ajustaram melhor aos dados de FC, seguido pela VCO_2 e RMS.

Em um estudo realizado por Marães *et al.*, 2005, nove jovens ($22,3 \pm 1,57$ anos) e nove voluntários de meia idade ($43,2 \pm 3,53$ anos), foram submetidos a três protocolos diferentes (contínuo e descontínuo) de testes de exercício dinâmico em dias intercalados. O objetivo do estudo era caracterizar os padrões da FC de homens saudáveis usando um modelo de média móvel integrado autorregressivo (ARIMA) em um nível de potência suposto para corresponder à LAV. Os autores mostraram que as potências de trabalho medianas em ocorreu o LAV foram semelhantes para os protocolos I e II, ou seja, LAV ocorreu entre 75 W (116 bpm) e 85 W (116 bpm) para o grupo de indivíduos jovens e entre 60 W (96 bpm) e 75 W (107 bpm) para o grupo de indivíduos de meia idade nos protocolos I e II, respectivamente. Em dois voluntários de meia idade, o LA ocorreu a 90 W (108 bpm) e 95 W (111 bpm). Dessa forma, a mudança na resposta da FC usando modelos ARIMA em níveis de potência durante o exercício dinâmico submáximo provou ser uma abordagem promissora para detectar LAV em voluntários normais.

Diferentemente do estudo de Marães *et al.* 2005, devido a suas particularidades, o presente estudo optou por utilizar somente um protocolo incremental do tipo rampa para a realização deste trabalho, com o propósito de determinar o LAV de indivíduos com fator de risco para DCV. O protocolo do TECP incremental do tipo rampa emprega incrementos de carga aplicados de forma individual, ou seja, de acordo com a capacidade funcional previamente relatada pelo voluntário, permitindo dessa forma, uma mensuração mais acurada da capacidade funcional e uma melhor visualização da cinética das variáveis cardiorrespiratórias para determinação do LA.

No estudo de Reis *et al.*, 2013, os autores tinham como objetivo primário identificar o LA obtido a partir do método *V-slope*, bem como a inspeção visual das curvas de oxihemoglobina (O_2Hb) e desoxihemoglobina (HHb) e comparar achados com o método heterocedástico (HS) aplicado para a produção de VCO_2 , FC e HHb. Como objetivo secundário os autores avaliaram o grau de concordância entre os métodos de determinação LAV. Para isso, quatorze homens saudáveis foram submetidos a TECP em um cicloergômetro até exaustão física. Os autores observaram equivalência temporal e valores similares de potência (W), VO_2 absoluto e relativo e FC ao nível do LAV pelos métodos de detecção realizados. Além disso, pela análise de Bland-Altman, a variável FC confirmou um bom acordo entre os métodos. Dessa forma, assim como no presente

estudo, todos os métodos de detecção foram sensíveis na determinação do LAV, incluindo o modelo estatístico heterocedástico aplicado a FC e também os métodos mostraram uma boa correlação na identificação de LAV.

Ainda que uma parte da amostra deste estudo estivesse em uso de medicação betabloqueadora, droga que sabidamente inibe a resposta da FC durante o exercício, foi possível analisar o LA destes indivíduos através desta variável. Já existem estudos especificamente com pacientes com IC crônica em uso de terapia betabloqueadora utilizando a FC (denominada como *heart rate turning point*) como um parâmetro para análise do segundo limiar metabólico. Mezzani *et. al*, 2009, defendem que o primeiro limiar pode ser de difícil aplicabilidade nos indivíduos com IC crônica, e por isso, ponto de compensação respiratória tem sido preferido em pacientes com esta patologia. Pensando nisso, Beckers *et. al*, 2012 analisaram 48 TECPs incrementais de pacientes com IC com fração de ejeção reduzida (<40%) em cicloergômetro levando em consideração o ponto de compensação respiratória e o segundo limiar de lactato e comparou com a resposta da FC. Neste estudo foram vistas correlações fortes entre os métodos, assim como alto nível de confiabilidade pelo teste de Bland-Altman. Vale ressaltar ainda que neste estudo de 2012, a resposta da FC foi considerada como a quebra do comportamento linear entre FC e carga para um comportamento curvilíneo.

Tivemos como limitação do nosso estudo: 1) Houve perda de dados pela perda do sinal da FC durante sua coleta; 2) Testes realizados em esteira não foram analisados; 3) Admitimos que houve uma seleção de homens e mulheres, e que os mesmos possuem capacidade funcional diferentes, porém, ressaltamos que nosso estudo tinha como objetivo aprimorar a utilização do modelo estatístico heterocedástico.

Dessa forma, no presente estudo desenvolvido pelo nosso grupo, a resposta da FC durante o exercício físico analisada através do modelo estatístico heterocedástico, obteve valores das variáveis ao nível do LAV semelhantes ao método visual gráfico, sugerindo que a FC pode ser uma variável adequada na identificação do LA.

7.0 Conclusão

Podemos concluir que a análise do LA pela resposta da FC é uma alternativa viável com bons resultados quando comparada ao padrão ouro. Pode ser ressaltado ainda que o software *Inflection GECARE/UFRJ* mostrou boa correlação com a análise visual das curvas obtidas através dos gases expirados pela ergoespirometria, tendo a vantagem

de seu custo comparado ao sistema analisador de gases expirados. Nesse contexto, diante dos resultados favoráveis da utilização da resposta da FC para determinação do LA e do registro para o uso livre, em linguagem amigável e respeitando as boas práticas do software **InflectionGECARE/UFRJ**, esperamos fomentar as estratégia de avaliação e da prescrição de exercício físico para indivíduos saudáveis ou com doenças cardiorrespiratórias crônicas dos profissionais da saúde de programas de promoção e reabilitação.

8.0. Referências

1. POWELL, K. E. et al., Physical Activity for Health: What Kind? How Much? How Intense? On Top of What? *Annu. Rev. Public Health*, v. 32, p. 349–65, 2011.
2. NEGRÃO, C.E & BARRETO, A.C.P, *Cardiologia do Exercício, Do atleta ao cardiopata*, 3ª edição, São Paulo: Manole, 2005
3. AM. COLL. SPORTS MED. (ACSM), Chapter 7. General principles of exercise prescription. *ACSM's Guidelines for Exercise Testing and Prescription*, ed. BA Franklin, pp. 138–39. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins. 6th ed, 2000.
4. HERDY, AH et al. Teste Cardiopulmonar de Exercício: Fundamentos, Aplicabilidade e Interpretação. *Arq Bras Cardiol.* v. 107, n. 5, p. 467-481, 2016.
5. MENEGHELO, Romeu S. et al. III Diretrizes da Sociedade Brasileira de Cardiologia sobre teste ergométrico. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, v. 95, n. 5, p. 1-26, 2010.
6. POZZI, LG. Determinação do limiar de anaerobiose de idosos saudáveis: comparação entre diferentes método. *Rev. bras. fisioter.*, São Carlos, v. 10, n. 3, p. 333-338, jul./set. 2006.
7. REIS, MS et al. Determination of anaerobic threshold through heart rate and near infrared spectroscopy in elderly healthy men. *Braz J Phys Ther.*; v. 17, n. 5, p. 506-515, 2013.
8. I Diretriz Brasileira de Prevenção Cardiovascular. Sociedade Brasileira de Cardiologia • ISSN-0066-782X • Volume 101, Nº 6, Supl. 2, Dezembro 2013.
9. Diretriz Brasileira de Hipertensão. Sociedade Brasileira de Cardiologia, ISSN-0066-782X • v 107, n 3, Supl. 3, Setembro 2016.

10. STEIN, Ricardo. Teste cardiopulmonar de exercício: noções básicas sobre o tema. Revista da Sociedade de Cardiologia do Rio Grande do Sul • Ano XV nº 09 Set/Out/Nov/Dez 2006
11. MENEGHELO, RS; ARAUJO, CGS; MASTROCOLLA, LE; ALBUQUERQUE, PF; SERRA, SM, *et al.* Sociedade Brasileira de Cardiologia. III Diretrizes da Sociedade Brasileira de Cardiologia sobre Teste Ergométrico. Arq Bras Cardiol; v 95, n 5, p. 1-26, 2010.
12. ATS/ACCP Statement on Cardiopulmonary Exercise Testing. American Thoracic Society/ American College of Chest Physicians. Am J Respir Crit Care Med Vol 167. pp 211–277, 2003.
13. NEDER, JA & NERY LE. Teste de Exercício Cardiopulmonar. J Pneumol 28(Supl 3) – outubro de 2002.
14. BORG, Gunnar. Borg's perceived exertion and pain scales. Human kinetics, 1998.
15. GUIMARÃES, J.I., Normatização de Técnicas e Equipamentos para Realização de Exames em Ergometria e Ergoespirometria. Arq Bras Cardiol; v. 80, p. 458-64, 2003.
16. BALADY, GJ. Clinician's Guide to Cardiopulmonary Exercise Testing in Adults. Circulation;v. 122, p. 191-225, 2010.
17. WASSERMAN K, Whipp BJ. Exercise physiology in health and disease. Am Rev Resp Dis; v. 112, n. 2,p. 219-49, 1975.
18. WASSERMAN, K. & MCILROY, M.B, Detecting the Threshold of Anaerobic Metabolism in Cardiac Patients During Exercise, The American journal of Cardiology, Volume 14, December, 1964.
19. WASSERMAN, Karlman; HANSEN, James E.; SUE, Darryl Y. Principles of exercise testing and interpretation: including pathophysiology and clinical applications. 3. ed. Philadelphia: Williams & Wilkins, 1999.
20. RIBEIRO, J.P. et al., Heart Rate Break Point May Coincide with the Anaerobic and Not the Aerobic Threshold, mt. J. Sports Med. v. 6 p. 220—224, 1985.
21. BUNC, V. et al., Verification of the heart rate threshold, Eur J Appl Physiol; v. 70 p. 263-269, 1995.
22. ALONSO, D.A. et al., Comportamento da Frequência Cardíaca e da Sua Variabilidade Durante as Diferentes Fases do Exercício Físico Progressivo Máximo, Arq Bras Cardiol volume 71, (nº 6), 1998.
23. GUYTON, AC, Hall JE. Tratado de Fisiologia Médica. Elsevier edição 11, 2006.

24. VANDERLEI, L.C. et al., Noções básicas de variabilidade da frequência cardíaca e sua aplicabilidade clínica. *Rev Bras Cir Cardiovascular*;v. 24 n. 2 p. 205-217, 2009.
25. MARÃES, V.R.F.S., Frequência cardíaca e sua variabilidade: análises e aplicações, *Rev Andal Med Deporte*; v. 3 n. 1 p. 33-42, 2010.
26. NOBREGA, A.C.L. et al., Neural Regulation of Cardiovascular Response to Exercise: Role of Central Command and Peripheral Afferents, Hindawi Publishing Corporation, *BioMed Research International*, Volume 2014, Article ID 478965.
27. VANDERLEI, L.C. et al., Noções básicas de variabilidade da frequência cardíaca e sua aplicabilidade clínica. *Rev Bras Cir Cardiovascular*;v. 24 n. 2 p. 205-1, 2009.
28. MITCHELL, J.H. Neural control of the circulation during exercise. *Medicine Science os Sports and Exercise*, v. 22 n. 2 p. 141-154, 1990.
29. FLORIANO, R. S. *et al.* Importância do teste cardiopulmonar para a fisiologia cardiovascular. *Fisioterapia Brasil*; v. 20 n. 4 p. 578-591, 2019.
30. SAKABE, D. I. Quantificação do limiar de anaerobiose durante exercício físico dinâmico: análise da resposta de variáveis cardiorrespiratórias e musculares. 2004. Dissertação (Mestrado em Fisioterapia). Universidade Federal de São Carlos, São Carlos.
31. 7. MARÃES V.R.F.S.; SILVA, E.; CATAI, A. M., et al., Identification of anaerobic threshold using heart rate response during dynamic exercise, *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*; v. 38 p. 731-735, 2005.
32. MIYAMOTO, Y.; TAMURA, T.; TAKAHASHI, T., et al. Transient change in ventilation and cardiac output at and exercise. *Jpn. J. Physiol.*, v. 31, p. 153-168, 1981
33. CONCONI, F.; FERRARI, M.; ZIGLIO, P. G., et al. Determination of the anaerobic threshold by a noninvasive field test in runners. *J. Appl. Physiol* 1982.
34. RIBEIRO, J.P.; FIELDING, R. A.; HUGHES, V., et al., Heart Rate Break Point May Coincide with the Anaerobic and Not the Aerobic Threshold, *mt. J. Sports Med.* 6 (1985) 220—224. E MARÃES V.R.F.S. et al., Identification of anaerobic threshold using heart rate response during dynamic exercise, *Brazilian Journal of Medical and Biological Research* v. 38 p. 731-735, 2005.

35. POZZI, LG. Determinação do limiar de anaerobiose de idosos saudáveis: comparação entre diferentes métodos. Rev. bras. fisioter., São Carlos, v. 10, n. 3, p. 333-338, jul./set. 2006
36. HIGA, M. N.; SILVA, E.; NEVES, V. F. C, et al, Comparison of anaerobic threshold determined by visual and mathematical methods in healthy women, Brazilian Journal of Medical and Biological Research; v. 40 p. 501-508, 2007.
37. HAM J. H.; PARKH, H. Y.; KIM, Y. H., et al., Development of an anaerobic threshold (HRLT, HRVT) estimation equation using the heart rate threshold (HRT) during the treadmill incremental exercise test, J Exerc Nutrition Biochem;v. 21 n. 3 p. 043-049, 2017
38. BUNC, V. et al., Verification of the heart rate threshold, Eur J Appl Physiol; v. 70 p. 263-269, 1995.
39. POZZI, LG. Determinação do limiar de anaerobiose de idosos saudáveis: comparação entre diferentes métodos. Rev. bras. fisioter., São Carlos, v. 10, n. 3, p. 333-338, jul./set. 2006.
40. MEZZANI A., et al. Standards for the use of cardiopulmonary exercise testing for the functional evaluation of cardiac patients: a report from the Exercise Physiology Section of the European Association of Cardiovascular Prevention and Rehabilitation. Eur. J. Cardiovasc. Prev. v. 16 p. 249-67, 2009
41. BECKERS, P.J. et al. Comparison of three methods to identify the anaerobic threshold during maximal exercise testing in patients with chronic heart failure. Am. J. Phys. Med. Rehabil. 2012.

9.0 Apêndices

9.1 Apêndice 1 - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Projeto: Diferentes métodos de determinação dos limiares metabólicos de pacientes com doenças cardiorrespiratórias crônicas de um programa de condicionamento físico

Prezado Senhor(a),

Você está sendo convidado a participar de uma pesquisa sobre a contribuição da medida de oxigênio da respiração e dos batimentos do coração para avaliação da sua capacidade de exercício no laboratório de fisioterapia cardiovascular. Os pesquisadores Diogo Van Bavel Bezerra, Roberto Coury Pedrosa e Michel Silva Reis desenvolverão a pesquisa com as seguintes características:

Objetivo do estudo: avaliar a contribuição da medida do oxigênio da respiração e dos batimentos do coração para determinar a capacidade de exercício de pacientes com doenças do coração atendidos em um programa de condicionamento físico do ambulatório de fisioterapia cardiovascular.

Descrição dos procedimentos do estudo: Inicialmente você passará pela avaliação do médico e pelos seguintes exames: avaliação física (medida da altura, peso, pressão arterial); avaliação do pulmão (escutar os sons dos pulmões e medir a quantidade de ar nos pulmões) e do coração (eletrocardiograma e avaliação do batimento do coração); da força dos músculos da respiração e das pernas; e também um teste para avaliar a capacidade de pedalar na bicicleta ergométrica. Todos eles serão feitos de maneira não invasiva (o que quer dizer que sem a utilização de medicamentos ou de procedimentos cortantes e sem agulhas). Os protocolos experimentais serão realizados no Laboratório de Pesquisa em Avaliação e Reabilitação Cardiorrespiratória da Universidade Federal do Rio de Janeiro em sala devidamente climatizada com temperatura entre 22 e 24° C e umidade relativa do ar entre 50 e 60%. Os voluntários serão orientados a se prepararem para os testes na véspera e no dia dos mesmos - evitando consumo de bebidas cafeinadas e realização de exercícios físicos, buscando ter uma noite de sono adequada; alimentação leve pelo menos duas horas e meia antes dos testes e trajando roupas leve e que favoreçam a transpiração. As avaliações ocorrerão sempre no período da manhã, iniciando as 08:00 e finalizando no máximo 12:00 em cinco dias de visita ao laboratório.

. Benefícios: o exercício físico associados ao tratamento médico poderão melhorar a respiração, os batimentos do coração, a força dos músculos da perna e a capacidade de pedalar na bicicleta ergométrica. No entanto, a grande contribuição dessa pesquisa será em verificar meios mais simples de avaliar a melhora da capacidade de exercício. Riscos: Durante as avaliações você poderá apresentar algum tipo de desconforto como dor, aumento do suor, tontura, câimbras, falta de ar e palidez. No entanto, os pesquisadores envolvidos estão treinados para identificar esses desconfortos e julgar a necessidade de interromper as avaliações naquele dia. Além disso, durante as avaliações, que acontecerão em 5 visitas, será realizado o acompanhamento do sinal do coração (eletrocardiograma), da pressão arterial e da quantidade de oxigênio disponível no corpo (saturação de oxigênio). Adicionalmente, havendo necessidade do acompanhamento de médicos especialistas, os pesquisadores arcarão com todas as despesas.

Garantia de acesso ao pesquisador responsável: Em qualquer fase do estudo você terá pleno acesso ao pesquisador responsável pelo projeto (Diogo Van Bavel Bezerra, Roberto Coury Pedrosa e Michel Silva Reis) e sua equipe no Laboratório do Grupo Pesquisa em Avaliação e Reabilitação Cardiorrespiratória (GECARE), situado no Hospital Universitário Clementino Fraga Filho, Rua Prof Rodolpho Paulo Rocco, s/n, 2o andar, Ilha do Fundão, Rio de Janeiro, RJ, ou pelos telefones 986129412 ou 979599077. Havendo necessidade, será possível, ainda, entrar em contato com o Comitê de Ética do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho que é um órgão que controla as questões éticas das pesquisas na instituição (UFRJ) e tem como uma das principais funções proteger os participantes da pesquisa de qualquer problema. O Comitê de Ética fica na Rua Prof Rodolpho Paulo Rocco, 255, 7o. andar, ala E, Ilha do Fundão. Rio de Janeiro, RJ, ou pelo telefone (21) 3938-2480, de segunda a sexta-feira, das 8 às 16 horas ou email: cep@hucff.ufrj.br.

Garantia de liberdade: A participação é voluntária e caso você queira desistir de participar da pesquisa, poderá fazê-lo em qualquer tempo e no momento em que desejar sem nenhum prejuízo. Lembramos, assim, que sua recusa não trará nenhum prejuízo à relação com os pesquisadores ou com a Instituição e sua participação não é obrigatória.

Direito de confidencialidade e acessibilidade: Os resultados de suas avaliações, bem como seu prontuário, serão de responsabilidade dos pesquisadores responsáveis pelo projeto e você terá direito de conhecer os resultados. As informações obtidas durante as avaliações serão mantidas em sigilo pela equipe e não poderão ser consultadas por outras pessoas sem sua expressa autorização por escrito. Essas informações, no entanto, poderão ser utilizadas para divulgação dos resultados deste estudo em reuniões, eventos e congressos científicos nacionais e internacionais, como também para publicação dos dados em revistas e jornais científicos. Garantimos sua privacidade, não divulgando nenhum dado pessoal que possibilite sua identificação.

Despesas e compensações: Você não terá, em momento algum, despesas financeiras pessoais. As despesas, assim, se porventura ocorrerem, serão de responsabilidade dos próprios pesquisadores. Também, não haverá compensação financeira relacionada à sua participação e os pesquisadores não receberão qualquer remuneração. Por fim, em caso de dano pessoal, diretamente relacionados as avaliações, você terá direito à indenização legalmente estabelecida. Em caso de dúvidas ou questionamentos, você pode se manifestar agora ou em qualquer momento do estudo para explicações adicionais.

Consentimento

Declaro que concordo em participar da pesquisa e receberei uma via desse Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) e a outra ficará com o pesquisador responsável por essa pesquisa. Além disso, estou ciente de que eu e o pesquisador responsável deveremos rubricar todas as folhas desse TCLE e assinar na última folha.

Rio de Janeiro,

Assinaturas

9.2 Apêndice 2 - Ficha de avaliação

FICHA DE AVALIAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO
PROJETO CORAÇÃO

Data: ____/____/____ Hora: ____:____

Nome: _____

_____ Idade: _____

Medicamentos:

Indicação clínica

: _____

Fatores de Risco Cardiovascular: Tabagismo Hipertensão Dislipidemia Obesidade
Sobrepeso Sedentarismo
(Marcar se positivo)

SINAIS VITAIS DE REPOUSO:

PA: ____/____ mmHg FC: ____ bpm FR: ____ ipmSpO₂:
____%

Estatura: ____ cm Massa Corporal: ____ kg IMC: _____

COLETA DA VFC:

Postura	Tempo	Horário	PA inicial	FC inicial	FR inicial	PA final	FC final	FR final
Sentado								
ASR								

Obs:

COLETA TESTE CARDIOPULMONAR:

FC máx: ____ FC sub-máx: ____ FC repouso: ____

PA repouso: _____

Velocidade inicial: ____ Incremento: _____

Tempo	PA	FC	SpO ₂	Carga	BORG Resp	BORG MMII

Aquecimento 3'						
Tempo 3'						
Tempo 6'						
Tempo 9'						
Tempo 12'						
Tempo 15'						
Recuperação 5'						
Repouso 10'						
Final						

Tempo em que o teste foi interrompido: _____ Velocidade em que o teste foi interrompido: _____

Duração Total do TCP: _____ FC máx _____ PA máx _____

VO₂ atingido _____ Aptidão

Cardiorespiratória: _____

Obs:

Avaliadores:

Critérios Clínicos Para Interrupção do TCP

Comentário sobre o ECG basal

Comentário sobre o ECG durante o esforço

Comentário sobre o ECG durante a recuperação

Comentário sobre o Ritmo

Resposta Inotrópica e Cronotrópica

Dados respiratórios do TCP

9.3 Apêndice 3 - Carta de solicitação de defesa com trajetória de desenvolvimento do software

Software “**Inflection GECARE/UFRJ**” que fez parte do processo de doutoramento do aluno **Hugo Valverde Reis**.

O fenômeno fisiológico limiar anaeróbio (LA) tem sido um parâmetro amplamente estudado no nosso grupo de pesquisa desde a sua criação em março de 2012. Nós verdadeiramente acreditamos na sua relevância superior ao VO₂ máximo ou pico para avaliação da capacidade funcional, especialmente para indivíduos com doenças cardiorrespiratórias crônicas e no processo de envelhecimento. Isso porque, a demanda metabólica ao nível do LA é capaz de mimetizar várias das atividades de vida diária (atividades ocupacionais, de autocuidado, de participação social) permitindo uma avaliação mais sensível e fidedigna da autonomia funcional dos pacientes. Além disso, um outra vantagem do nosso interesse pelo LA é o fato de ser um parâmetro mais factível de ser observado durante os exames de avaliação: i) trata-se de um fenômeno não volitivo; ii) observado em intensidades do exercício físico submáximo – os pacientes não precisam ser expostos a altas intensidades de exercício com risco maior de intercorrências; e, iii) amplamente consolidado na literatura. A seguir insiro alguns dos nossos trabalhos já publicados com o tema, ratificando nossa *expertise*.

1. Caruso, F.C.R. ; **REIS, Michel Silva** ; Siqueira, A.C. ; GARDIM, M. ; Catai, A.M. ; Borghi-Silva, Audrey . Determinação do limiar anaeróbio pela variabilidade da frequência cardíaca de pacientes com DPOC durante exercício em cicloergômetro. *Fisioterapia em Movimento (PUCPR. Impresso)*, v. 25, p. 717-725, 2012.
2. **REIS, Michel Silva**; Berton, D. C. ; Arena, Ross ; Catai, A.M. ; NEDER, J. A. ; Borghi-Silva, Audrey . Determination of anaerobic threshold through heart rate and near infrared spectroscopy in elderly healthy men. *Revista Brasileira de Fisioterapia (Impresso) JCR*, v. 17, p. 506-515, 2013.
3. SIMÕES, Rodrigo Polaquini ; CASTELO-SIMOES, V. ; MENDES, Renata Gonçalves ; MACHADO, H. G. ; ARCHIZA, B. ; SANTOS, D. A. ; BONJORN JR, J. C. ; OLIVEIRA, C. R. ; **REIS, Michel Silva** ; CATAL, Aparecida Maria ; Arena, Ross ; Borghi-Silva, Audrey . Lactate and Heart Rate Variability Threshold during Resistance Exercise in the Young and Elderly. *International Journal of Sports Medicine JCR*, p. xx, 2013.
4. SILVA, R. R. ; **REIS, Michel Silva** ; PEREIRA, B. B. ; NASCIMENTO, E. M. ; PEDROSA, J. R. . Additional value of anaerobic threshold in a general mortality prediction model in a urban patient cohort with Chagas cardiomyopathy. *Revista Portuguesa de Cardiologia JCR*, v. 36, p. 927-934, 2017.

5. CASTRO, A. F. ; FLORIANO, R. S. ; CHAVES, T. O. ; NASSER, I. ; **REIS, Michel Silva** . Análise comparativa de fórmulas preditivas de avaliação da capacidade funcional com o teste cardiopulmonar de jogadoras de futebol profissional. *Revista Fisioterapia e Pesquisa*, v. 25, p. 330-337, 2018.
6. FLORIANO, R. S. ; ORCINI, M. ; **REIS, Michel Silva** . Importância do teste cardiopulmonar para a fisioterapia cardiovascular. *FISIOTERAPIA BRASIL*, v. 20, p. 578, 2019.
7. **REIS, MS**; NASSER, I. ; Berton, D. C. ; ARENA, Ross ; NEDER, José Alberto ; BORGHI-SILVA, Audrey . Ventilatory and Near Infrared Spectroscopy Responses Similarly Determine Anaerobic Threshold in Patients with Heart Failure. *Journal of Cardiopulmonary Rehabilitation and Prevention* **JCR**, v. 40, p. E18-E21, 2020.

No entanto, a partir de 2017, depois de consolidado o entendimento para o nosso grupo de que o LA era a melhor estratégia de avaliação da capacidade funcional para acompanhamento do nível de evolução das doenças cardiorrespiratórias crônicas pelo descondicionamento físico e boa ferramenta para a prescrição de exercício físico, teve início o debate de como tornar esse parâmetro mais acessível para os profissionais de saúde que trabalham em programas de reabilitação com base no exercício físico. Isso porque, a determinação do LA por meio do teste cardiopulmonar ou pelas coletas seriadas de lactato sanguíneo requer boa estrutura e equipe treinada que torna a avaliação bastante onerosa.

Nessa ocasião, ainda de forma tímida, passamos a avaliar se o comportamento da frequência cardíaca – cuja coleta é simples e de baixo custo - poderia ter uma boa correlação com o LA determinando a partir do teste cardiopulmonar. Esse processo, no nosso programa de pós-graduação, gerou a dissertação de mestrado da aluna Bárbara Amaral Ferreira intitulada “*Determinação do limiar anaeróbico ventilatório pela Resposta da frequência cardíaca de indivíduos com fator De risco para doenças cardiovasculares: comparação com método visual*” que levou a publicação do seguinte artigo “*FERREIRA, B. A. ; Reis, HV ; NASSER, I. ; REGUFE, V. ; BARTELS, R. ; MORAES, G. M. O. ; REIS, Michel Silva . Determination of the ventilatory anaerobic threshold by the response of the heart rate of individuals with risk factor for cardiovascular disease: comparison with a visual method. Journal of Respiratory and Cardiovascular Physical Therapy*, v. 1, p. 20-28, 2020”.

No entanto, embora o trabalho da aluna Bárbara tenha confirmado que a frequência cardíaca poderia ser um bom marcador do LA, ainda não estávamos satisfeitos com as ferramentas até então disponíveis. A determinação do LA pela frequência cardíaca

ainda requeria a utilização de *softwares* de linguagem específica, pouco amigável, com direitos de uso financeiramente altos e não disponíveis no cardápio de *softwares* disponíveis nas Universidade e Instituições públicas. Em 2018, no nosso laboratório, nasceu o primeiro protótipo de um *software* (chamado *InflectionUFRJ*) para determinação do LA por meio de um modelo matemático heterocedástico com análise dos resíduos que caracterizava a perda de estabilidade da frequência cardíaca no momento do LA. Em setembro de 2018, o protótipo ganhou *layout* mais moderno, amigável e em linguagem simples para acesso universal. Na sequência, com o apoio do Prof. Thomas Beltrame – Prof. da Universidade Federal de São Carlos – o protótipo foi bem avaliado no teste de confiabilidade da sua aplicação em bancos de dados fantasia. Por fim, o *software* foi testado e também revelou boa confiabilidade em bancos de dados reais de indivíduos de diferentes faixas etária, ambos sexos, saudáveis ou com doenças cardiorrespiratórias crônicas. Os dados estão no artigo submetido pelo aluno Hugo Valverde Reis e em avaliação no *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* com o título de “*Validity and Reliability In Determining The Anaerobic Heart Rate Threshold*” submetido ao *Journal of Cardiopulmonary rehabilitation and prevention*.

Neste contexto, com os resultados positivos, em outubro de 2018 o *software* ganha o nome de **Inflection GECARE/UFRJ** e é criado o seu código *Hash* para aplicação do pedido de registro junto a Agência UFRJ de Inovação que avaliou e deu seguimento ao pedido de certificação junto ao Instituto Nacional da Propriedade Industrial (INPI) do Ministério da Economia. No dia 20 de outubro de 2020, o INPI expediu o certificado de registro concedendo a nós autores (Hugo Valverde Reis e Michel Silva Reis) e a UFRJ o direito de propriedade do **Inflection GECARE/UFRJ** por 50 anos. Cabe destacar que consta no registro do INPI e nos documentos da Agência UFRJ de Inovação que o *software*, com o certificado de propriedade expedido, será disponibilizado gratuitamente para a sociedade brasileira afim de contribuir para o cuidado em atenção à saúde geral e dos pacientes com doenças cardiorrespiratórias crônicas.

Paralelamente, comentando sobre a validade dos registros de programa de computador para os mecanismos de avaliação da CAPES aplicados aos programas de pós-graduação, até onde observamos, de acordo as normativas gerais da CAPES e dos documentos de área da Medicina I os registros de computadores compõem o mesmo status das patentes. Os programas de computadores com registros são avaliados no campo de produção técnica ou inovação e recebem pontuação máxima na avaliação (100 pontos).

Por fim, gostaria de destacar o papel fundamental do aluno Hugo Valverde Reis nesse processo. O Hugo está no grupo de pesquisa desde a sua fundação. Ele foi meu primeiro aluno de iniciação científica, mestrado e o primeiro doutorando. Ele participou de 90% das coletas de dados que gerou o banco de dados reais do protótipo e participou da confecção dos primeiros modelos do *software* e da elaboração da versão final. No seu período de doutoramento, o aluno publicou 7 artigos totais e conquistou 3 prêmios em congressos da área pelo trabalho. Cabe destacar que uma das publicações com primeiro autor “**REIS, H. V. ; SPERANDIO, P. A. ; Correa, CL ; GUIZILINI, S. ; NEDER, J. A. ; BORGHI-SILVA, Audrey ; REIS, MS. Association of Oscillatory Ventilation during Cardiopulmonary Test to Clinical and Functional Variables of Chronic Heart Failure Patients. BRAZILIAN JOURNAL OF CARDIOVASCULAR SURGERY (ONLINE) JCR, v. 33, p. 176-182, 2018**” foi realizada com parte do banco de dados coletado pelo aluno e utilizado na avaliação da confiabilidade do protótipo.

Por fim, torço para que o presente documento possa esclarecer sobre a criação do nosso *software* e de como a trajetória do Hugo dentro do nosso grupo de pesquisa e na pós-graduação foi fundamental para o processo de concepção até o registro final. Declaro que estou disponível para responder mais dúvidas e agradeço a oportunidade de esclarecimento. O nosso produto nasce com o processo de formação de um aluno de graduação até o doutorado de uma Universidade Pública e se consagra com o registro no INPI para ser disponibilizado de forma gratuita para a sociedade. A Universidade Pública fazendo o seu papel.

Respeitosamente,

Michel Silva Reis

Professor da Faculdade de Fisioterapia/UFRJ

Outros artigos publicados pelo aluno Hugo Valverde Reis no período de doutoramento:

1. FLORIANO, R. S. ; FENLEY, ALEXANDRE ; SOBRAL, D. T. ; SILVA, L. C. ; REIS, H. V. ; BORGHI-SILVA, Audrey ; SILVA REIS, MICHEL . Similarity of oxygen consumption obtained and predicted during incremental cardiopulmonary exercise test in healthy men and chronic heart failure patients. FISIOTERAPIA E PESQUISA, 2020.
2. SILVA, B. L. ; SILVA, R. R. ; REIS, H. V. ; SOBREIRA, I. A. ; RODRIGUEZ, A. C. ; FONSECA, L. ; REIS, Michel Silva . Cardiovascular physiotherapy on respiratory sinus

- arrhythmia of patients undergoing coronary artery bypass grafting. BRAZILIAN JOURNAL OF CARDIOVASCULAR SURGERY (ONLINE) **JCR**, 2020.
3. REIS, Michel Silva; REIS, H. V. ; SOBRAL, D. T. ; CATAI, A ; BORGHI-SILVA, A. . Effects of CPAP in the physical exercise tolerance of moderate to severe chronic obstructive pulmonary disease. *Journal of Respiratory and Cardiovascular Physical Therapy*, v. 5, p. 13-21, 2017.
 4. SOBRAL, D. T. ; VILELA, G. C. ; AREIAS, G. S. ; Reis, HV ; REIS, Michel Silva . Variabilidade da frequência cardíaca na insuficiência cardíaca crônica com a mudança postural. *REVISTA DA SOCIEDADE DE CARDIOLOGIA DO ESTADO DE SÃO PAULO (SOCESP)*, v. 27, p. 29-33, 2017.
 5. FERREIRA, B. A. ; Reis, HV ; NASSER, I. ; REGUFE, V. ; BARTELS, R. ; MORAES, G. M. O. ; REIS, Michel Silva . Determination of the ventilatory anaerobic threshold by the response of the heart rate of individuals with risk factor for cardiovascular disease: comparison with a visual method. *Journal of Respiratory and Cardiovascular Physical Therapy*, v. 1, p. 20-28, 2020
 6. FENLEY, ALEXANDRE ; SILVA, LEONARDO DA COSTA ; REIS, HUGO VALVERDE ; SAMPAIO, LUCIANA MALOSÁ ; Borghi-Silva, Audrey ; REIS, Michel Silva . Ajustes cardiorrespiratórios durante a manobra de acentuação da arritmia sinusal respiratória: influência do tempo da manobra sobre o volume minuto, fração expirada de CO₂ e variabilidade da frequência cardíaca. *FISIOTERAPIA E PESQUISA*, v. 23, p. 68-73, 2016.

10. Anexos

10.1 Anexo 1 - Aprovação do Comitê de ética

The screenshot displays the 'Plataforma Brasil' interface. At the top, there is a header with the 'Saúde' logo and 'Atividade de Saúde'. Below this, the 'Plataforma Brasil' logo is on the left, and navigation icons for 'Início', 'Ajuda', and 'Sair' are on the right. A green navigation bar contains buttons for 'Público', 'Pesquisador', and 'Alterar Meus Dados'. The user's name 'LEONARDO MARTINS DA SILVA REBELO - Pesquisador | V1.2' and the text 'sua sessão expira em: 38min 49' are visible in the top right.

The main content area is titled 'DETALHAR PROJETO DE PESQUISA'. A sub-section 'DADOS DA VERSÃO DO PROJETO DE PESQUISA' contains the following information:

- Título da Pesquisa: Variabilidade, aceleração e recuperação da frequência cardíaca como potenciais marcadores preditivos do desempenho esportivo
- Pesquisador Responsável: LEONARDO MARTINS DA SILVA REBELO
- Área Temática:
- Versão: 2
- CAAE: 90034716.2.0000.5257
- Submetido em: 09/07/2018
- Instituição Proponente: UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO
- Situação da Versão do Projeto: Aprovado
- Localização atual da Versão do Projeto: Pesquisador Responsável
- Patrocinador Principal: UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO
Financiamento Próprio

A circular stamp with the text 'COMPROVANTE' is overlaid on the right side of the project details. At the bottom right, there is a link for 'Comprovante de Receção' with a PDF icon and the file name 'PB_COMPROVANTE_RECEPCAO_1148219'.

10.2 Anexo 2 - Registro *software*



REPÚBLICA FEDERATIVA DO BRASIL
 MINISTÉRIO DA ECONOMIA
INSTITUTO NACIONAL DA PROPRIEDADE INDUSTRIAL
 DIRETORIA DE PATENTES, PROGRAMAS DE COMPUTADOR E TOPOGRAFIAS DE CIRCUITOS INTEGRADOS

Certificado de Registro de Programa de Computador

Processo Nº: **BR512020002203-0**

O Instituto Nacional da Propriedade Industrial expede o presente certificado de registro de programa de computador, válido por 50 anos a partir de 1º de janeiro subsequente à data de 01/10/2018, em conformidade com o §2º, art. 2º da Lei 9.609, de 19 de Fevereiro de 1998.

Título: Inflection GECARE/UFRJ: Software para identificação do limiar de anaerobiose ventilatório

Data de publicação: 01/10/2018

Data de criação: 01/10/2018

Titular(es): UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO

Autor(es): MICHEL SILVA REIS; HUGO VALVERDE REIS

Linguagem: LABVIEW

Campo de aplicação: SD-01

Tipo de programa: TC-03

Algoritmo hash: SHA-512

Resumo digital hash:
 E072CC634723B0F6D4B250DF11F5A0343A10AB4F82F585E470EDC8CEB6CFB1642AD6BAC02A58740650E1827F
 66B90695B30F212C39A7E0DEFB51D0E88F7E6729

Expedido em: 20/10/2020

Aprovado por:
 Helmar Álvares

Chefe da DIPTO - Portaria/INPI/DIRPA Nº 09, de 01 de julho de 2019

10.3 Anexo 3 - Artigo 1 (Aceito para publicação)

Jour Resp Cardio Phys Ther. 2020; (1): pag. 20-20

Journal of Respiratory and CardioVascular Physical Therapy

ORIGINAL ARTICLE

DETERMINATION OF THE VENTILATORY ANAEROBIC THRESHOLD BY THE RESPONSE OF THE HEART RATE OF INDIVIDUALS WITH RISK FACTOR FOR CARDIOVASCULAR DISEASES: COMPARISON WITH A VISUAL METHOD

BÁRBARA AMARAL FERREIRA¹, HUGO VALVERDE REIS¹, IGOR NASSER¹, VICTOR REGUFE¹, RHENAN BASTELS², GLAUCIA MARIA DE OLIVEIRA MORAES³, MICHEL SILVA REIS¹

¹- *Research Group on Cardiorespiratory Assessment and Rehabilitation (GECARE). Graduate Program in Physical Education. Postgraduate Program in Cardiology. Health Sciences Center, Federal University of Rio de Janeiro (UFRJ), Rio de Janeiro, RJ, Brazil.*

²- *Pulmonary Engineering Laboratory - COPPE / UFRJ*

³- *Postgraduate Program in Cardiology. Edson Saad Heart Institute. Federal University of Rio de Janeiro.*

Received April 4th, 2019; accepted February 7th, 2020

KEYWORDS:
Risk Factors,
Cardiovascular
Disease,
Anaerobic
Threshold,
Heart Rate,
Exercise Test.

Introduction: Cardiovascular diseases (CVD) are the leading cause of death worldwide. The sedentary lifestyle stands out as one of the main risk factors related to CVD. A thorough evaluation must be carried out to prescribe properly, respecting the biological individuality. Cardiopulmonary exercise test (CPET) is a useful tool in determining functional capacity. The ventilatory anaerobic threshold (VAT) is shown as an important parameter for exercise prescription. The gold standard method for obtaining VAT is a visual analysis of the curves obtained from the ventilatory variables of the CPET. However, analysis of heart rate (HR) response appears as a promising strategy as a useful, simple and low-cost tool for determining VAT. **Objective:** To evaluate the validity of the VAT determination through the HR response during the CPET. **Methods:** Men and women were recruited, aged over 18 years and who presented risk factors for CVD. All volunteers underwent a clinical evaluation and the CPET through an incremental power protocol (10W/min) until physical exhaustion. The VAT was determined by the graphical visual method and by the heteroscedastic statistical model, where the variables time, power, HR and oxygen consumption (VO₂) were analyzed. **Results:** No significant differences were found in VO₂ (mL/ kg/min), VO₂ (L/min) and power (W) values, comparing the determined methods. In addition, for all variables, strong correlations were found. **Conclusion:** The determination of VAT by the HR response proved to be an adequate model.

Corresponding Author

Michel Silva Reis (msreis@hucff.ufrj.br)

10.4 - Anexo 4 - Artigo 2 (Em resposta aos revisores)

The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness
EDIZIONI MINERVA MEDICA

Validity and reliability in determining the anaerobic heart rate threshold in adult cohorts

Journal: The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness

Paper code: J Sports Med Phys Fitness-11493

Submission date: July 8, 2020

Article type: Original Article

Validity and reliability in determining the anaerobic heart rate threshold in adult cohorts

Running title: HR threshold in the adult cohort.

Hugo Valverde Reis^{1,2}, Rafael Floriano Santiago^{1,2}, Victor Regufe^{1,3}, Igor Nasser^{1,3}, Barbara Amaral Ferreira^{1,2}, Úrsula Pinelo Souza¹, Thomas Beltrame⁴, Michel Silva Reis^{1,2,3*}

1. Research Group on Cardiorespiratory Evaluation and Rehabilitation (GECARE), Department of Physical Therapy, Federal University of Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brazil.
2. Cardiology Graduate Program, Edson Saad Heart Institute, Federal University of Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brazil
3. Physical Education Graduate Program, Physical Education and Disports School, Federal University of Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brazil
4. Federal University of São Carlos, São Carlos, São Paulo, Brazil.

*Corresponding author: Prof. Michel Silva Reis, PT, PhD. Research Group on Cardiorespiratory Evaluation and Rehabilitation (GECARE), Department of Physical Therapy, Hospital Universitario Clementino Fraga Filho, Federal University of Rio de Janeiro. Prof. Rodolpho Paulo Rocco street, s/n, 2º andar, Ilha do Fundão ZIPCODE: 21941-913, Rio de Janeiro, RJ, Brazil e-mail: msreis@hucff.ufrj.br.