UNIVERSIDADE DE PERNAMBUCO – UPE UNIVERSIDADE FEDERAL DA PARAÍBA - UFPB PROGRAMA ASSOCIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM EDUCAÇÃO FÍSICA MESTRADO EM EDUCAÇÃO FÍSICA

REABIAS DE ANDRADE PEREIRA

VALIDAÇÃO DE UM APLICATIVO DE SMARTPHONE PARA REGISTRO DA

VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA E TESTE DE SUA

SENSIBILIDADE PARA DESGASTE FISIOLÓGICO PROVOCADO POR

TREINAMENTO DESGASTANTE

REABIAS DE ANDRADE PEREIRA

VALIDAÇÃO DE UM APLICATIVO DE SMARTPHONE PARA REGISTRO DA VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA E TESTE DE SUA SENSIBILIDADE PARA DESGASTE FISIOLÓGICO PROVOCADO POR TREINAMENTO DESGASTANTE

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa Associado de Pós-Graduação em Educação Física UPE/UFPB como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Educação Física.

Área de Concentração: Saúde e Desempenho Humano.

Área de concentração: Saúde e Desempenho Humano

Linha de pesquisa: Cineantropometria e Desempenho Humano

Orientador: Prof. Dr. Alexandre Sérgio Silva

Catalogação na publicação Seção de Catalogação e Classificação

P436v Pereira, Reabias de Andrade.

Validação de um aplicativo de smartphone para registro da variabilidade da frequência cardíaca e teste de sua sensibilidade para desgaste fisiológico provocado por treinamento desgastante / Reabias de Andrade Pereira. - João Pessoa, 2019.

121 f. : il.

Orientação: Alexandre Sérgio Silva. Dissertação (Mestrado) - UFPB/CCS - DEF.

1. Variabilidade da Frequência Cardíaca. 2. Aplicativo de Smartphone. 3. CardioMood. 4. Sensibilidade. 5. Microciclo de Choque. 6. Microciclo Regenerativo. 7. Desgaste Fisiológico. I. Silva, Alexandre Sérgio. II. Título.

UFPB/BC

UNIVERSIDADE DE PERNAMBUCO UNIVERSIDADE FEDERAL DA PARAÍBA PROGRAMA ASSOCIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM EDUCAÇÃO FÍSICA UPE-UFPB CURSO DE MESTRADO EM EDUCAÇÃO FÍSICA

A Dissertação Validação de um Aplicativo de Smartphone para Registro da Variabilidade da Frequência Cardíaca e Teste de sua Sensibilidade para Desgaste Fisiológico Provocado por Treinamento Desgastante.

Elaborada por Reabias de Andrade Pereira

Foi julgada pelos membros da Comissão Examinadora e aprovada para obtenção do título de MESTRE EM EDUCAÇÃO FÍSICA na Área de Concentração: Saúde, Desempenho e Movimento Humano.

Data: 21 de maio de 2019

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. Âlexándre Sérgio Silv UFPB - Presidente da Sessão

Prof. Dr. Gilmario Ricarte Batista
UFPB – Membro Interno

Prof. Dr. Vitor Engracia Valent UNESP– Membro Externo

AGRADECIMENTOS

Quero agradecer primeiramente a Deus, pois nada somos sem Ele. "Porque dele e por ele, e para ele, são todas as coisas; glória, pois, a ele eternamente. Romanos 11:36".

Aos meus pais (Josefa de Andrade e Raimundo Pereira), que sempre me incentivaram, me educaram, e que sempre acreditaram em mim e estiveram comigo durante toda essa caminhada. Amo muito vocês, obrigado por tudo. A meus irmãos que sempre me incentivaram e apoiaram.

A minha querida esposa, Natane, por todo carinho, apoio, incentivo, e que sempre esteve ao meu lado, sempre me incentivando e me ajudando em tudo, até nos preparativos para as coletas.

Ao professor Dr., orientador e amigo Alexandre Sérgio Silva, pelo seu conhecimento infinito que admiro desde os tempos da graduação nas aulas de fisiologia do exercício. Agradeço por abrir as portas do LETFADS para mim, pela sua paciência, atenção, dedicação nas orientações e convivência dentro e fora do laboratório. Muito obrigado por tudo!

Ao Ricardo, secretário da Pós-Graduação que sempre resolveu e resolve qualquer burocracia, com simpatia, atenção, dedicação e amor ao que faz, sempre marcantes. Exemplo de dedicação, continue sempre assim. Obrigado!

Aos membros da banca, Professor Dr. Gilmário Ricarte Batista e Professor Dr. Vitor Engrácia Valenti, pelo empenho, dedicação e contribuições que muito enriqueceram este trabalho, muito obrigado.

Aos amigos e colegas do laboratório LETFADS (...) por todos os momentos que passamos juntos, desde a produção dos artigos, mutirões, muita troca de conhecimento, ajuda mútua, momentos de descontração, risadas. Vocês fizeram toda diferença nesse caminho. Aprendo muito com vocês a cada dia. Obrigado!

Ao Matheus Silveira, amigo do laboratório que foi meu braço direito nesse projeto, nas coletas, que contribuiu veemente nessa etapa de coleta de dados e na troca de

conhecimentos em nossos debates, sem sua grande e importante ajuda tudo se tornaria muito mais difícil. Obrigado!

A Rute, enfermeira, por sua disponibilidade e contribuição nas coletas sanguíneas pela madrugada, contagiando a todos com sua alegria, amor pelo que faz e muita disposição às 4:30 da manhã.

À alpargatas e SESI que abriram as portas para realização dessa pesquisa com o grupo de corredores do projeto Alpa Mexa-se. Jansen, Cynthia e Tatiana, muito obrigado.

A todos os atletas que participaram tanto da primeira quanto da segunda etapa desse estudo, vocês foram essenciais nesse caminho, toda dedicação e empenho para realização das planilhas de treinamento. Obrigado a todos vocês.

Ao professor Dr. José Luiz de Brito Alves, parceria essencial desde a disponibilidade do eletrocardiograma, e sempre paciente e disposto me ensinando como utilizar o ECG. Obrigado professor.

Ao Programa Associado de Pós-Graduação em Educação Física UPE/UFPB e professores que o compõem. Obrigado por contribuírem com meu crescimento e aperfeiçoamento profissional.

"A ciência consiste em substituir o saber que parecia seguro por uma teoria, ou seja, por algo problemático". (José Ortega y Gasset)

RESUMO

Introdução: smartphones tem propiciado a disponibilização de vários aplicativos para avaliação da variabilidade da frequência cardíaca (VFC). No entanto, de 25 aplicativos disponíveis até 2019, apenas dois haviam sido validados. Além disso, a VFC tem sido utilizada para o monitoramento das cargas internas de treinamento, sem que estudos tenham determinado a sensibilidade desta ferramenta para acompanhar as alterações fisiológicas decorrentes das flutuações das cargas externas de treinamento. Objetivo: verificar a acurácia do aplicativo para smartphone HRV Expert by Cardiomood® para o registro dos intervalos RR comparado ao eletrocardiograma (ECG) e, testar a sensibilidade da VFC à ondulação das cargas de treinamento durante um mesociclo composto por microciclos ordinários, choque e regenerativo em atletas corredores recreacionais. Métodos: na etapa de validação participaram 31 homens corredores recreacionais (36,1±6,3 anos). A VFC foi registrada durante cinco minutos pelo aplicativo CardioMood e simultaneamente pelo ECG, tanto na posição supina quanto sentada. Índices de domínio de tempo (FC, MeanRR, SDNN, NN50, pNN50, rMSSD), domínio da frequência (LF, HF, LFnu, HFnu, LF/HF e VLF) e variáveis não lineares (SD1 e SD2) foram comparadas por Teste t independente, correlação de Pearson, regressão linear simples e Bland Altman para verificar a concordância entre os dispositivos. Para o teste de sensibilidade participaram treze atletas (37,8±6,9 anos), sendo avaliados 2 vezes em cada microciclo (segunda e sexta-feira) durante um mesociclo composto por microciclo ordinário 1, ordinário 2 (aumento de 30% do volume), choque (aumento de 20% da intensidade) e regenerativo (redução das cargas). Em cada avaliação, foi realizado o registro da VFC durante 5 minutos e utilizados os índices do domínio do tempo, da frequência e não lineares que foram utilizados na etapa da validação. Questionários psicométricos foram aplicados (RESTQ-Sport e POMS) e, coleta sanguínea foi realizada para análise de marcadores de desgaste muscular (Creatina Quinase (CK), Lactatodesidrogenase (LDH)) e estresse oxidativo (malondialdeído (MDA)). Resultados: na etapa de validação, os resultados obtidos pelos instrumentos mostraram alta similaridade com valor de p variando entre 0,97 e 1,0 nas duas posições. O coeficiente de correlação dos índices da VFC foi perfeito (r = 1,0; p= 0,00) para todas as variáveis independentemente da posição. O erro constante encontrado foi considerado pequeno, assim como o erro padrão de estimativa e os limites de concordância entre os dados do ECG e APP. Enquanto isso, no teste de sensibilidade, aumentos do desgaste muscular (CK e LDH) e estresse percebido (RESTQ-Sport) após o aumento das cargas de treino comprovaram a eficácia do protocolo de treinamento. Os índices parassimpáticos rMSSD, pNN50, HF e SD1 seguiram as ondulações das cargas de treinamento com redução após aumento das cargas de treinamento e aumento após microciclo regenerativo. **Conclusão**: o aplicativo testado fornece excelente concordância com o ECG, de modo que, pode substituir o ECG para qualquer análise de VFC em atletas corredores. E, redução parassimpática (rMSSD, pNN50, SD1, HF) sugerem que estes índices vagais da VFC podem ser marcadores sensíveis para detectar e monitorar desgaste e recuperação promovidos pelas ondulações das cargas de treinamento nessa população.

Palavras-Chave: Variabilidade da frequência cardíaca, aplicativo de *smartphone*, CardioMood, microciclo de choque, microciclo regenerativo, sensibilidade, desgaste fisiológico

ABSTRACT

Introduction: smartphones have made possible to offer several applications to evaluate heart rate variability (HRV). However, out of 25 applications available through 2019, only two were validated. In addition, HRV has been used to monitoring internal training loads, but studies have not determined the sensitivity of this tool to follow the physiological changes due to fluctuations in external training loads. Objective: to verify the accuracy of the HRV Expert by Cardiomood® smartphone application for the recording of RR intervals compared to ECG, and to test the sensitivity of HRV to the ondulation of external training loads during a mesocycle composed of ordinary, overload and regenerative microcycles in recreational runners athletes. **Methods**: thirty-one male recreational runners participated in the validation phase (36.1 ± 6.3 years). HRV was recorded during five minutes by CardioMood application and simultaneously by ECG, in both supine and sitting positions. Time domain (HR, MeanRR, SDNN, NN50, pNN50, rMSSD), frequency domain (LF, HF, LFnu, HFnu, LF / HF and VLF) and nonlinear indexes (SD1 and SD2) were compared by unpaired Test t, Pearson correlation, simple linear regression and Bland Altman to verify agreement between the devices. Thirteen athletes (37.8 ± 6.9 years) participated in the sensitivity test phase, being evaluated two times in each microcycle (Monday and Friday) during a mesocycle composed by ordinary 1, ordinary 2 (increase of 30% of the volume), overload (increase of 20% of intensity) and regenerative (reduction of external training loads) microcycles. In each evaluation, HRV was recorded during five minutes and the time, frequency domain and non-linear indexes that were used in the validation phase were used in this phase. Psychometric questionnaires were applied (RESTQ-Sport and POMS) and blood collection was performed for analysis of muscle damage markers (creatine kinase (CK) and lactate dehydrogenase (LDH)) and oxidative (malondialdehyde (MDA)). Results: in the validation phase, the results obtained by the instruments showed high similarity with p value ranged between 0.97 and 1.0 in both positions. Correlation coefficient of the HRV indexes was perfect (r = 1.0; p = 0.00) for all variables. The constant error, the standard error of estimation and the limits of agreement between ECG and APP data was considered small. Meanwhile, in the sensitivity test, increases in muscle damage (CK and LDH) and perceived stress (RESTQ-Sport) after increasing training loads and reductions after

regenerative microcycle, proved the effectiveness of the training protocol. Parasympathetic indices rMSSD, pNN50, HF and SD1 followed the undulations of training loads with reduction after increasing training loads and increase after regenerative microcycle. **Conclusion**: smartphone application provides excellent concordance with the ECG, so that it can replace the ECG for any HRV analysis in athletes runners. In addition, parasympathetic reduction (rMSSD, pNN50, SD1, HF) suggest that these HRV vagal indexes may be sensitive markers for detecting and monitoring damage and recovery promoted by ondulations of external training loads in this population.

Keywords: Heart rate variability, smartphone application, cardiomood, overload microcycle, regenerative microcycle, sensitivity, physiological damage

LISTA DE ABREVIAÇÕES

ACh Acetilcolina

ADC Conversor Analógico-digital AGP Alfa 1 Glicoproteína Ácida

APP Aplicativo
CE Erro Constante
CK Creatina Quinase
ECG Eletrocardiograma

SEE Erro Padrão da Estimativa FC Frequência Cardíaca

FFT Transformada Rápida de Fourier

GSH Glutationa Peroxidase HF Poder de Alta Frequência

HZ Hertz IL Interleucina

IOS Sistema Operacional Apple IMC Índice de Massa Corporal LDH Lactato Desidrogenase LED Light Emitting Diode

LA Left Arm (Braço Esquerdo)
LF Poder de Baixa Frequência
LL Left Leg (Perna Esquerda)

Ln Logaritmo Natural

LoA Limites de Concordância

MDA Malondialdeído

Mean RR Média dos Intervalos RR Normais

ms Milissegundos

MSNA Atividade do Nervo Simpático Muscular

NN50 Número de Intervalos RR que Diferiram em mais de 50

Milissegundos

Nu Unidades normalizadas PC Proteínas Carbonilas

PCR-us Proteína C Reativa Ultrassensível

pNN50 Proporção Derivada pela Divisão de NN50 pelo Número Total de

Intervalos NN

POMS Profile of Mood States PPG Fotopletismografia

RA Right Arm (Braço Direito) RL Right Leg (Perna Direita)

rMSSD raiz quadrada da média do quadrado da diferença dos intervalos

RR normais adjacentes

ROS Espécies Reativas de Oxigênio

SD1 Desvio padrão da variabilidade instantânea do batimento ao

batimento

SD2 Desvio padrão de longo prazo de intervalos RR contínuos

SDNN Desvio Padrão de Todos os Intervalos RR Normais

SNA Sistema Nervoso Autonômico

SNAS Sistema Nervoso Autonômico Simpático

SNC Sistema Nervoso Central

SOD

Superóxido Dismutase Termo de Consentimento Livre e Esclarecido **TCLE**

TNF-α Fator de Necrose Tumoral

TP Poder Total

Variabilidade da Frequência Cardíaca Poder de Muito Baixa Frequência VFC VLF Consumo Máximo de Oxigênio VO_{2max}

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO
2.2 ESPECÍFICOS20
REFERENCIAL TEÓRICO21 3.1 CONCEITO E IMPORTÂNCIA DO MONITORAMENTO DE CARGAS
INTERNAS E EXTERNAS NO CONTROLE DAS CARGAS DE TREINO 21
3.2 FERRAMENTAS PROPOSTAS PARA DIAGNÓSTICO NO CONTROLE DAS CARGAS INTERNAS DE TREINO22
3.3 ATIVIDADE NERVOSA AUTONÔMICA NA RESPOSTA FISIOLÓGICA AO TREINAMENTO FÍSICO24
3.4 TÉCNICAS DE AVALIAÇÃO DA ATIVIDADE DO SNAS: MICRONEUROGRAFIA (PADRÃO OURO)26
3.5 TÉCNICAS DE AVALIAÇÃO DA ATIVIDADE DO SNA: VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA27
3.6 APLICATIVOS PARA MONITORAÇÃO DA VFC: AVANÇOS, LIMITAÇÕES ATUAIS E POSSIBILIDADES30
4 PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS
4.2 SUJEITOS
4.3 ASPECTOS ÉTICOS
4.4 DESENHO DO ESTUDO34
4.5 PROCEDIMENTOS PRÉ EXPERIMENTAIS35
4.6 VALIDAÇÃO DO APLICATIVO EM COMPARAÇÃO COM O
4.7 AVALIAÇÃO DA SENSIBILIDADE À UM MESOCICLO COM ONDULAÇÕES DAS CARGAS DE TREINAMENTO37
4.8 VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA39
4.9 COLETA SANGUÍNEA39
4.9.1 DESGASTE MUSCULAR

4.9.2	ESTRESSE OXIDATIVO	40
4.9.3	QUESTIONÁRIOS PSICOMÉTRICOS	40
4.9.4	ANTROPOMETRIA	42
4.9.5	AVALIAÇÃO DE DESEMPENHO	42
4.10	ANÁLISE ESTATÍSTICA	42
REFE APÊN APÊN VALIC APÊN SENS ANEX	APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS	97 104 105 - 107 109
ANEX	(O B – RESTQ-SPORT	111

1 INTRODUÇÃO

O sistema nervoso autonômico (SNA) desempenha um papel fundamental na homeostase do organismo através de aumentos ou diminuições na atividade simpática / parassimpática para controlar a atividade de todos os órgãos viscerais (NAVARRO, 2002; GUYTON; HALL, 2010). A ativação simpática aciona órgãos relacionados ao mecanismo primitivo de ataque ou fuga, sendo ativado em momentos de qualquer natureza de estresse. Sendo assim, promove, por exemplo, dilatação da pupila, broncodilatação, cardioaceleração, vasoconstrição, aumento da pressão arterial e neoglicogênese (GUYTON; HALL, 2010; BOLLER; SWAAB, 2013). Enquanto isso, as fibras parassimpáticas quando ativadas, promovem ativação do sistema gastrointestinal, libido, ereção e reduzem a atividade de outros órgãos (por exemplo, redução da frequência cardíaca) (GUYTON; HALL, 2010).

Uma hiperatividade nervosa simpática, acompanhada de hipoatividade parassimpática está presente nas mais prevalentes enfermidades crônicas, como a hipertensão, obesidade, diabetes (PAGANI; LUCINI, 2001; VINIK *et al.*, 2003; SKRAPARI *et al.*, 2007; MAULE *et al.*, 2008). No contexto esportivo, isto tem sido demonstrado quando atletas se encontram em *overtraining*, classicamente caracterizado por distúrbio neuroimunoendócrino (SMITH, 2000) e, mais recentemente, associado a inflamação sistêmica, estresse oxidativo (MARGONIS *et al.*, 2007; TANSKANEN; ATALAY; UUSITALO, 2010). A composição química do sangue rico em sinalizadores de estresse oxidativo, inflamação e mediadores imunológicos ativam áreas cerebrais que resultam nas disfunções endócrinas comportamentais que caracterizam o *overtraining*, além de hiperatividade das fibras simpáticas, acompanhado por redução da ativação parassimpática.

Atualmente, são utilizados um conjunto de ferramentas para o controle das cargas de treinamento, como testes de desempenho, medidas fisiológicas, hormonais, bioquímicas e subjetivas para a monitoração das cargas de treinamento afim de evitar o excesso de treinamento (MEEUSEN *et al.*, 2013; BUCHHEIT, 2014; SAW; MAIN; GASTIN, 2015).

Neste contexto, a monitoração da atividade nervosa autonômica tem sido proposta como um potencial marcador, utilizado para o controle das cargas internas

de treinamento. Estudos tem utilizado esse marcador para monitorar adaptações positivas e negativas ao treinamento (VESTERINEN et al., 2013; FLATT, A.; ESCO, 2016), verificar a fadiga aguda e crônica em atletas (LETI; BRICOUT, 2013; SCHMITT, LAURENT et al., 2013; SCHMITT, L. et al., 2015) e para evitar o excesso de treinamento (KIVINIEMI, A. M. et al., 2014). Entretanto, a sensibilidade desta técnica ainda precisa ser melhor investigada. É necessário verificar se queda de desempenho, sinais de overtraining ou desgaste induzido em microciclos de choque (ou a recuperação que treinadores buscam em microciclos regenerativos), é acompanhada por alterações indicadoras de melhor função autonômica em atletas.

A investigação da atividade do sistema nervoso autonômico simpático pode ser realizada diretamente nos nervos periféricos (peroneal, braquial ou mediano) por meio da técnica de microneurografia para quantificar a ativação simpática para os músculos (HAGBARTH; VALLBO, 1968). No entanto, esta técnica apresenta procedimentos invasivos, que demanda tempo e não podem ser aplicados rotineiramente, além da dificuldade de encontrar o nervo a ser avaliado. Por outro lado, existe a técnica de medida indireta, que mede a atividade das fibras nervosas dirigidas ao coração. Neste caso, a mensuração é realizada pela análise do comportamento dos intervalos entre cada batimento cardíaco (TASK FORCE, 1996).

Por causa da simplicidade da técnica e por não exigir procedimentos invasivos, a análise das variações no ritmo cardíaco, variabilidade da frequência cardíaca (VFC), tornou-se uma ferramenta de investigação clínica bastante popular, com interesse crescente no meio esportivo, destinada à monitoração e controle de carga interna de treinamento (BUCHHEIT, 2014; BELLENGER *et al.*, 2016).

O padrão ouro de registro dos intervalos RR é o eletrocardiograma (ECG) que é realizado em laboratórios especializados (TASK FORCE, 1996). No entanto, o ECG não é um sistema apropriado para a gravação de interações cardíacas durante a prática esportiva realizada em campo. Então, alguns fabricantes de monitores de frequência cardíaca, que já são amplamente usados por atletas, passaram a incorporar o suporte à gravação dos intervalos RR em seus instrumentos. Vários pesquisadores validaram esta nova tecnologia como uma alternativa menos dispendiosa e mais prática que o ECG (GAMELIN; BERTHOIN, 2006; CASSIRAME,

J. et al., 2007; WEIPPERT et al., 2010; WALLÉN et al., 2012; GILES; DRAPER; NEIL, 2016).

Mais recentemente, os avanços na tecnologia dos *smartphones* tem trazido uma alternativa ainda mais acessível, prática e de baixo custo, para registro e monitoração da VFC, que é a disponibilização de aplicativos que prometem desempenhar as mesmas funções do ECG e dos monitores de frequência cardíaca quanto ao registro dos intervalos RR, existindo atualmente, pelo menos 15 aplicativos disponíveis para os sistemas *Android*® e *IOS*®.

A despeito da crescente utilização destes aplicativos e de pelo menos sete publicações nos últimos três anos na qual os autores usaram aplicativos para mensuração da VFC (FLATT, A.; ESCO, 2013, 2016; FLATT, A. A.; ESCO, 2014; BOOS *et al.*, 2016; ESCO; FLATT; NAKAMURA, 2016; FLATT, A. A.; HORNIKEL; ESCO, 2016; KOENIG *et al.*, 2016), apenas dois destes aplicativos foram cientificamente validados até o momento (*Ithlete e HRV4Training*) (FLATT, A.; ESCO, 2013; PLEWS *et al.*, 2017). Inclusive, existem publicações de medidas de VFC feitas no contexto esportivo que utilizaram aplicativos ainda não validados (PLEWS; LAURSEN; BUCHHEIT, 2017).

Mesmo considerando os dois aplicativos já validados, existem importantes limitações. Apenas as variáveis do domínio do tempo (Frequência Cardíaca e a raiz quadrada da média do quadrado da diferença dos intervalos RR normais adjacentes (rMSSD)) foram validados nos estudos prévios. Enquanto isso, a Força Tarefa da Sociedade Européia de Cardiologia e da Sociedade Norte Americana de Estimulação e Eletrofisiologia (TASK FORCE, 1996) sugere que a VFC pode ser avaliada através de índices tanto do domínio do tempo, quanto da frequência e ainda por variáveis não lineares.

Outra limitação atual é que os aplicativos foram validados contra o eletrocardiograma com excelente nível de correlação (sempre na casa decimal de 0,99), mas se estas medidas realmente refletem o estado fisiológico de atletas é algo ainda pouco investigado. A única variável validada foi o rMSSD, mas esta validação contra o eletrocardiograma indica que a técnica é acurada, mas não garante que alterações desta variável refletem alterações fisiológicas induzidas pelo treinamento físico. Finalmente, a sensibilidade destes aplicativos ainda não está

determinada, de modo que não se sabe se os resultados acompanham o grau de desgaste / recuperação de atletas ao longo de uma temporada de treinamento, ou mesmo após sessões de carga muito elevada.

Este cenário deixa claro duas importantes necessidade para estudos futuros: 1- estudos que proponham um aplicativo que seja validado para as diversas variáveis da VFC contra o ECG; 2- estudos que avaliem a sensibilidade da VFC para detectar as alterações fisiológicas promovidas durante um período de treinamento com ondulação das cargas externas de treino em atletas.

Portanto, a proposta deste estudo é verificar a acurácia do aplicativo de *smartphone* nas variáveis do domínio do tempo, da frequência e variáveis não lineares comparado ao ECG e, testar a sensibilidade dessas variáveis na ondulação das cargas de treinamento durante um mesociclo composto por microciclos ordinários, de choque e regenerativo em atletas corredores recreacionais.

Foram testadas as hipóteses de que o aplicativo é válido para registrar os intervalos RR quando comparado ao ECG, e que ocorre uma redução da VFC no microciclo de choque e aumento no microciclo regenerativo.

2 OBJETIVOS

2.1 GERAL

Validar um aplicativo de *smartphone* para o registro da variabilidade da frequência cardíaca e testar a sensibilidade dessa medida para o desgaste fisiológico crônico.

2.2 ESPECÍFICOS

Verificar a acurácia do sinal de ECG adquirido pelo aplicativo em comparação com o ECG.

Analisar a resposta da VFC durante um mesociclo com ondulação das cargas de treinamento (microciclos ordinários, de choque e regenerativo).

Testar a correlação da VFC com marcadores bioquímicos e psicométricos em resposta ao aumento e redução das cargas de treinamento.

3 REFERENCIAL TEÓRICO

3.1 CONCEITO E IMPORTÂNCIA DO MONITORAMENTO DE CARGAS INTERNAS E EXTERNAS NO CONTROLE DAS CARGAS DE TREINO

A evolução do treinamento a partir da metade do século XX foi marcada por um grande crescimento no número de laboratórios voltados para investigação científica do treinamento físico (PEREIRA DA COSTA,1972). Esse fenômeno foi responsável por importantes mudanças na monitoração de atletas, onde, as avaliações periódicas e focadas apenas no desempenho passaram a ser realizadas de forma constante, até cotidiana, e a olhar não apenas para o desempenho, mas também para o estado fisiológico do atleta em resposta às cargas de treinamento (TUBINO, 1985; ALMEIDA; ALMEIDA; GOMES, 2001).

As medidas de carga de treinamento podem ser categorizadas como internas ou externas. A carga externa de treinamento são quantificadas por meio medidas objetivas do trabalho realizado pelo atleta durante treinamento ou competição (Ex: volume, intensidade) (BOURDON *et al.*, 2017; FOSTER; RODRIGUEZ-MARROYO; DE KONING, 2017; WILLIAMS *et al.*, 2017). Essa carga externa de treinamento resultará em respostas fisiológicas e psicológicas em cada indivíduo (Ex: variabilidade da frequência cardíaca, lactato sanguíneo, classificações de esforço percebido). Estas respostas fisiológicas são referidas como carga interna (COUTTS; SLATTERY; WALLACE, 2007; NAKAMURA; MOREIRA; AOKI, 2010; HALSON, 2014; FOSTER; RODRIGUEZ-MARROYO; DE KONING, 2017).

Atualmente, o monitoramento das cargas internas de treinamento está se consolidando no esporte recreacional e de alto desempenho para garantir que os atletas obtenham um estímulo de treinamento adequado para maximização da performance, evitando os efeitos indesejados resultantes do excesso de treinamento (KREHER; SCHWARTZ, 2012; MEEUSEN et al., 2013; SCHWELLNUS et al., 2016; SOLIGARD et al., 2016; BOURDON et al., 2017; FOSTER; RODRIGUEZ-MARROYO; DE KONING, 2017).

As características individuais do atleta (Ex: idade cronológica, tempo de treinamento e capacidade física) combinadas com as cargas externas de treinamento determinam a carga interna de treinamento. Desse modo, cargas

externas de treinamento idênticas podem provocar cargas internas de treinamento consideravelmente diferentes em atletas com características individuais muito diferentes (HALSON, 2014; MANN; LAMBERTS; LAMBERT, 2014; FLATT, A.; ESCO, 2016).

Nesse contexto, considerando que medir a carga externa é importante para entender o trabalho realizado e as capacidades do atleta, a medida da carga interna é fundamental para determinar individualmente o estímulo apropriado para uma ótima adaptação biológica. Desse modo, a monitoração das cargas internas de treinamento fornece dados mais reais de como atletas estão se comportando ao longo de uma temporada, facilitando a identificação de possíveis desequilíbrios entre o estresse causado pelo treinamento físico e a recuperação, possibilitando intervenções individuais no planejamento do treinamento.

3.2 FERRAMENTAS PROPOSTAS PARA DIAGNÓSTICO NO CONTROLE DAS CARGAS INTERNAS DE TREINO

As ferramentas propostas para a monitoração das cargas internas de treinamento são diversas. Nessa perspectiva, marcadores psicométricos, de desgaste muscular, hormonais, imunológicos, inflamação sistêmica e estresse oxidativo são propostos para monitoração da carga interna e, consequentemente na prevenção do excesso de treinamento (NEDERHOF *et al.*, 2008; MEEUSEN *et al.*, 2013).

O treinamento físico promove desgaste do tecido muscular. Embora isso seja algo normal, espera-se que o organismo responda com reparo em poucos dias (48 horas). Entretanto, desgaste persistente, mesmo depois de 48 horas sem exercício, pode indicar excesso de carga de treinamento (SMITH, 2000; ROGERO; MENDES; TIRAPEGUI, 2005). Para monitorar este fenômeno são propostos a análise de enzimas intramusculares marcadoras indiretas de desgaste muscular como a Creatina Quinase (CK) e Lactato Desidrogenase (LDH) (BRANCACCIO, P; LIMONGELLI; MAFFULLI, 2006).

CK e LDH são as enzimas mais utilizadas por serem mais acessíveis e terem menor custo, além de, serem menos invasivas que as medidas diretas como

as análises de amostras de músculo (biópsia), imagem por técnica de ressonância magnética. Assim, a elevada concentração sérica de CK pós exercício extenuante indica desgaste muscular induzido pelo exercício (BRANCACCIO, P; LIMONGELLI; MAFFULLI, 2006; BRANCACCIO, PAOLA; MAFFULLI; LIMONGELLI, 2007; KOCH; PEREIRA; MACHADO, 2014; PARK; LEE, 2015).

Curiosamente, após a realização de exercícios desgastantes, as concentrações séricas da enzima CK tem um grande aumento, enquanto a enzima LDH sofre pequenas alterações em suas concentrações. Um estudo realizado com corredores (LIPPI *et al.*, 2008), mostrou aumento de 178,7% nas concentrações séricas de CK enquanto LDH aumentou 109,6% após uma corrida de 21km. Enquanto isso, após uma corrida de 42km as concentrações de CK aumentaram 251% enquanto LDH aumentou 152% (FRANÇA *et al.*, 2006). Em um estudo realizado com ultramaratonistas foi observado aumento de CK e LDH de 1.077,6% e 79,6%, respectivamente, após uma corrida de 100km (ŽÁKOVSKÁ *et al.*, 2017). Além disso, 24 horas após uma competição de Ironman (3.8 km de natação, 180 km de ciclismo e 42.2 km de corrida) os níveis séricos de CK elevaram 27,7 vezes (210 – 5832), enquanto os níveis de LDH aumentaram apenas 1,95 vez (180 - 351) (SUZUKI *et al.*, 2006).

O desequilíbrio entre as cargas de treinamento e o tempo necessário para recuperação, leva à síndrome do *overtraining* que promove a ativação do eixo hipotálamo-hipófise-adrenal e a supressão do eixo hipotálamo-hipófise-gonadal. Desse modo, marcadores hormonais tem sido propostos para a monitoração das cargas internas de treinamento como a testosterona e o cortisol que são indicadores anabólico e catabólico do organismo, respectivamente, e a razão testosterona/cortisol utilizada como equilíbrio anabólico/catabólico (FRY; KRAEMER, 1997).

De fato, a relação testosterona/cortisol foi um dos primeiros marcadores propostos para monitoração das cargas internas (URHAUSEN; GABRIEL; KINDERMANN, 1995). A diminuição dos níveis de testosterona e aumento nos níveis de cortisol são sugeridos como indicativos de uma perturbação no balanço anabólico/catabólico, que podem ser expressos em menor desempenho do atleta,

indicando excessivo estresse imposto pelas cargas externas treinamento (URHAUSEN; GABRIEL; KINDERMANN, 1995; MEEUSEN *et al.*, 2013).

Embora o desgaste muscular, com consequente dano muscular seja algo natural do processo de treinamento, espera-se que a inflamação resultante seja apenas localizada ao tecido muscular que sofreu desgaste. No entanto, quando o tempo de recuperação entre as sessões de treinamento não é adequado, essa inflamação aguda evolui para um quadro de inflamação crônica, e posteriormente pode ocorrer uma exponenciação desta inflamação local para um caráter sistêmico (SMITH, 2000). Esta inflamação sistêmica envolve ativação de monócitos circulantes, os quais podem sintetizar grandes quantidades de citocinas pró-inflamatórias (IL-1β, IL-6 e TNF-α). Sendo assim, monitorar marcadores deste tipo de inflamação (sistêmica), tem sido proposto como ferramenta para a monitoração das cargas internas de treinamento por estar envolvida diretamente na etiologia do *overtraining* (SMITH, 2000; KREHER; SCHWARTZ, 2012; CARFAGNO; HENDRIX, 2014) (TIIDUS, 1998).

Marcadores propostos para esse objetivo são as citocinas próinflamatórias (interleucinas IL-1β, IL-6 e Fator de Necrose Tumoral - TNF), Proteína
C Reativa Ultrassensível (PCR-us) e a Alfa 1 glicoproteína ácida (AGP) (PETIBOIS
et al., 2003; THOMPSON et al., 2008; MAIN et al., 2009). Normalmente um processo
de estresse oxidativo acompanha a inflamação sistêmica. Por isso, marcadores de
estresse oxidativo também têm sido propostos para a monitoração das cargas de
treinamento (JAESCHKE, 1995; TIIDUS, 1998; MARGONIS et al., 2007). Sabe-se
que a exposição crônica ao treinamento físico moderado melhora os sistemas de
defesa antioxidante (ELOSUA et al., 2003). No entanto, o treinamento físico intenso
imposto aos atletas pode levar ao excesso de treinamento que está associado a um
aumento do estresse oxidativo (LEWIS et al., 2014).

3.3 ATIVIDADE NERVOSA AUTONÔMICA NA RESPOSTA FISIOLÓGICA AO TREINAMENTO FÍSICO

Sessões de exercício resultam em diminuições agudas na atividade vagal e aumento na atividade simpática (PICHOT *et al.*, 2002; GARET *et al.*, 2004;

IELLAMO *et al.*, 2004; CHALENCON *et al.*, 2012). No entanto, nas próximas horas pós exercício ocorre uma supercompensação, mudando o equilíbrio autonômico para um predomínio vagal (PICHOT *et al.*, 2002; GARET *et al.*, 2004).

Este predomínio vagal sub agudo (nas horas posteriores a uma sessão de exercício), se estabelece cronicamente (BUCHHEIT, 2014), de modo que indivíduos treinados possuem uma maior atividade parassimpática em repouso e menor atividade simpática, o que é uma das explicações para a menor frequência cardíaca de repouso comumente encontrada em atletas (MARTINELLI *et al.*, 2005). Além disso, indivíduos treinados têm uma reativação vagal pós exercício mais rápida quando comparado a indivíduos destreinados (ACHTEN; JEUKENDRUP, 2003). Finalmente, maior atividade vagal de repouso tem sido relacionado a melhora no desempenho a longo de uma temporada (GARET *et al.*, 2004; MEEUSEN *et al.*, 2013).

Apesar de se esperar uma maior atividade parassimpática e menor atividade simpática de repouso, o desequilíbrio nas cargas de treinamento e recuperação pode inverter este processo (LEHMANN *et al.*, 1998). Segundo a teoria de Smith (SMITH, 2000) a inflamação sistêmica resultante do desequilíbrio entre o treino e a recuperação, provoca a ativação de monócitos que sintetizam grandes quantidades de citocinas pro-inflamatórias. Essas citocinas passam a circular no sangue, chegam até o cérebro e agem sobre o Sistema Nervoso Central (SNC) por meio dos receptores das citocinas IL-1β e IL-6 na região hipotalâmica e são interpretadas como um fator estressante ao organismo. Desse forma, a presença de citocinas no sangue que circula o sistema nervoso central (SNC) estimula alterações na atividade das fibras autonômicas simpática eferentes, com aumento da atividade do sistema nervoso simpático (SMITH, 2000; ROGERO; MENDES; TIRAPEGUI, 2005; ERNST, 2017).

Desse modo, atletas com *overreaching* não funcional ou com a síndrome do *overtraining* mostram dominância do sistema nervoso simpático, considerada como sinal de fadiga física, mental e estresse crônico (LEHMANN *et al.*, 1998; MOUROT *et al.*, 2004; TIAN *et al.*, 2013).

Um estudo realizado com atletas de diferentes modalidades comparando grupos de atletas com e sem *overtraining* e um grupo controle e demonstraram uma

redução significativa da atividade parassimpática nos atletas com a síndrome do overtraining quando comparados aos outros dois grupos (MOUROT et al., 2004). Em um estudo realizados com atletas de endurance mostrou que a síndrome do overtraining estava associado a um aumento da atividade simpática após um período de treinamento intenso de nove semanas (UUSITALO; UUSITALO; RUSKO, 2000).

Em seis indivíduos previamente sedentários, a implementação de cargas de treinamento moderadas promoveram aumento da aptidão aeróbia e aumento da atividade parassimpática (PICHOT et al., 2002). No entanto, durante o período de aumento nas cargas de treinamento, houve uma estagnação dos índices parassimpáticos associados a um aumento progressivo da atividade simpática. Durante a semana de recuperação, houve uma recuperação significativa da atividade parassimpática (PICHOT et al., 2002).

Um estudo foi realizado com sete nadadores a nível regional, onde realizaram três semanas de treinamento intenso e duas semanas de redução das cargas de treinamento (GARET et al., 2004). No período de treinamento intenso houve uma redução da atividade parassimpática em todo o grupo. Enquanto isso, no período em que as cargas de treinamento foram reduzidas, a atividade parassimpática aumentou em cinco nadadores e diminuíram continuamente em dois (GARET et al., 2004).

3.4 TÉCNICAS DE AVALIAÇÃO DA ATIVIDADE DO SNAS: MICRONEUROGRAFIA (PADRÃO OURO)

A atividade do sistema nervoso autonômico simpático (SNAS) pode ser determinada por meio da mensuração direta da atividade do nervo simpático muscular (MSNA) essa técnica é chamada de microneurografia. A MSNA pode ser medida de forma direta por meio de um microeletrodo de tungstênio inserido um nervo periférico (peroneal, braquial ou mediano) (MANO; IWASE; TOMA, 2006). Esta medida é o padrão ouro para a mensuração da atividade simpática do nervo muscular (HAGBARTH; VALLBO, 1968).

Estudos que utilizaram a microneurografia verificaram a relação entre atividade nervosa autonômica e respostas psicofísicas por meio da atividade do nervo simpático muscular (MSNA) registrada por um método direto de microneurografia e a intensidade da sensação de fadiga nos músculos exercitados, mostrando uma forte correlação (SAITO, M; MANO; IWASE, 1989; SAITO, MITSURU; IWASE; HACHIYA, 2009).

Apesar de ter sido utilizado no contexto esportivo e da saúde, essa técnica apresenta procedimentos invasivos que demandam tempo e que devem ser realizados em laboratórios especializados e não pode ser aplicada rotineiramente, além da dificuldade de se encontrar o nervo a ser avaliado. Diante destas dificuldades, essa técnica não tem sido muito utilizada para a monitoração diária da atividade do sistema nervoso no contexto esportivo, de modo que técnicas menos invasivas são preferíveis.

3.5 TÉCNICAS DE AVALIAÇÃO DA ATIVIDADE DO SNA: VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA

Uma das terminações das fibras simpáticas e parassimpáticas são dirigidas ao coração, sendo estas responsáveis, em parte, pelo controle autonômico cardíaco (TASK FORCE, 1996; DRAGHICI; TAYLOR, 2016). Esse mecanismo de controle ocorre através de vias aferentes medulares e vagais, em resposta a um estímulo, onde a informação chega ao SNC, é modulada, e volta ao coração através das fibras eferentes vagais rápidas e eferentes simpáticas lentas (DRAGHICI; TAYLOR, 2016).

Embora os nervos vagais e simpáticos exerçam ação cronotrópica oposta no coração, esses efeitos não são simétricos (KOIZUMI; TERUI; KOLLAI, 1985; SHAFFER; MCCRATY; ZERR, 2014). Os efeitos vagais possuem uma latência mais curta (< 1s), enquanto os efeitos simpáticos possuem uma latência mais longa (>5s) (NUNAN; SANDERCOCK; BRODIE, 2010). Desse modo, após o início da estimulação simpática, há um atraso de até 5 segundos antes da estimulação induzir um aumento progressivo da frequência cardíaca, que atinge um nível constante em 20 a 30 segundos se o estímulo for contínuo. Mesmo um breve estímulo simpático

pode afetar a frequência cardíaca e a VFC por 5 a 10 segundos (PUMPRLA *et al.*, 2002; DRAGHICI; TAYLOR, 2016).

Essa resposta relativamente lenta à estimulação simpática está em contraste direto com a estimulação vagal, que é quase instantânea. Assim, qualquer mudança súbita na frequência cardíaca ou no tempo entre os intervalos RR, é principalmente mediada por pelo sistema nervoso parassimpático (LACEY; LACEY, 1978; MCCRATY; SHAFFER, 2015; DRAGHICI; TAYLOR, 2016). Portanto, essa influência das inervações simpáticas e parassimpáticas sobre o coração geram oscilações no tempo entre os batimentos cardíacos, que é definida como variabilidade da frequência cardíaca (VFC) (TASK FORCE, 1996). Desse modo, a VFC tem sido proposta como uma técnica indireta para mensuração do SNA.

Métodos estatísticos, geométricos e não lineares são usados para avaliar as flutuações do ciclo cardíaco a partir das séries temporais de intervalos RR. A análise dos intervalos RR pelo método estatístico é utilizada no domínio do tempo, incluindo vários índices geralmente expressos em milissegundos (ms). Os índices utilizados no domínio do tempo são: a frequência cardíaca (FC), a média dos intervalos RR normais (mean RR), o desvio padrão de todos os intervalos RR normais (SDNN), a raiz quadrada da média do quadrado da diferença sucessiva dos intervalos RR normais adjacentes (rMSSD), o número de intervalos RR que diferiram em mais de 50 milissegundos (NN50) e a proporção derivada pela divisão de NN50 pelo número total de intervalos NN (pNN50) (TASK FORCE, 1996).

O índice SDNN é uma medida da variabilidade geral que é considerada como sendo influenciada tanto pela atividade cardíaca simpática como parassimpática, desse modo, não permite identificar se as alterações nesse índice são decorrentes do aumento do tônus simpático ou da retirada vagal (PENTTILÄ et al., 2001).

O índice do domínio do tempo rMSSD é a raiz quadrada da média do quadrado da diferença sucessivas dos intervalos RR normais adjacentes. Esse valor é obtido calculando-se primeiro cada diferença de tempo sucessiva entre os batimentos em milissegundos. Cada um dos valores é então elevado ao quadrado e a média é calculado antes que a raiz quadrada do total seja obtida. O rMSSD reflete a variância batimento a batimento na FC e é a principal medida do domínio do tempo

usada para estimar as alterações mediadas pelo vago refletidas na VFC (TASK FORCE, 1996).

O pNN50 é o índice que representa o percentual de intervalos NN adjacentes que diferem um do outro em mais de 50 ms sendo um índice representativo da atividade parassimpática (TASK FORCE, 1996).

As medidas no domínio da frequência utilizam técnicas para particionar a variabilidade total em componentes de frequência, produzindo uma decomposição da variância total de uma série contínua de batimentos em componentes de frequência (TASK FORCE, 1996). Para isso, existem diferentes métodos que são utilizados para calcular os índices espectrais da VFC, sendo os mais comuns a Transformada Rápida de Fourier (FFT) e a modelagem autorregressiva.

Independentemente do método, são utilizados os índices espectrais de poder de alta frequência (HF 0,15 - 0,40 Hz), sugerido como sendo um marcador de atividade parassimpática. O poder de baixa frequência (LF 0,04 - 0,15 Hz) é entendido como um marcador da atividade simpática. Finalmente, o poder de muito baixa frequência (VLF <0,04 Hz), compõe a maior parte do espectro. No entanto, os mecanismos fisiológicos exatos responsáveis pelo VLF ainda não estão estabelecidos, mas pode relacionar-se com o sistema renina-angiotensina-aldosterona, termorregulação e / ou tônus vasomotor periférico (TASK FORCE, 1996). Juntos, HF, LF e VLF constituem o Poder Total (TP) e podem ser expressos como potência absoluta (ms²), em unidades normalizadas (nu) ou logaritmo natural (ln).

Adicionalmente, a razão das oscilações de baixa e alta frequência LF / HF tem sido utilizada para refletir as mudanças entre os componentes simpáticos e parassimpáticos. No entanto, essas conclusões devem ser vistas com cautela. Os índices LF e LF / HF são comumente utilizados para refletir a atividade simpática ou equilíbrio simpatovagal. Entretanto, estudos em que foi realizado bloqueio parassimpático mostraram reduções em pelo menos 50% de LF (HOULE; BILLMAN, 1999; BILLMAN, 2013). Além disso, intervenções em que se espera um aumento da atividade simpática cardíaca, como o exercício físico agudo, provocaram reduções significativas nesta variável (WHITE; RAVEN, 2014). Assim, embora a atividade

simpática contribua para a LF, a atividade parassimpática também parece ter uma forte influência sobre esta variável.

Quanto às variáveis não lineares, o traçado de Poincaré é uma representação geométrica que permite a identificação visual da presença dos componentes da VFC não lineares (HSU et al., 2015). No traçado de Poincaré, a largura SD1 reflete a atividade parassimpática e o comprimento SD2 reflete a atividade simpática (BRENNAN; PALANISWAMI; KAMEN, 2002). A forma do traçado de Poincaré pode ser usada visualmente para avaliar a atividade simpatovagal. Uma forma mais alongada, com a razão SD1 / SD2 diminuída, está associada a elevação da atividade simpática, enquanto uma configuração mais oval, com um aumento da razão SD1 / SD2 indica diminuição da atividade simpática. Quando os pontos ficam mais dispersos indica um aumento na atividade parassimpática ou a atividade simpática diminuída. (TASK FORCE, 1996; BRENNAN; PALANISWAMI; KAMEN, 2002).

O cálculo correto desses índices requer considerações cuidadosas, excluindo batidas ectópicas ou artefatos. A VFC geralmente é analisada usando séries temporais RR, que podem ser afetadas por diferentes tipos de batidas ectópicas ou artefatos. Os índices da VFC são comumente utilizados para mensurar a atividade do sistema nervoso autônomo sobre o coração, no entanto, eles não podem distinguir se as mudanças na VFC são um aumento / redução simpática ou vagal.

3.6 APLICATIVOS PARA MONITORAÇÃO DA VFC: AVANÇOS, LIMITAÇÕES ATUAIS E POSSIBILIDADES

Desde o lançamento do primeiro *smartphone* em 2007, a tecnologia presente nesses dispositivos vem aumentando de maneira extremamente rápida. Esse avanço tecnológico resultou no aumento da utilização de *smartphones*, tornando esses dispositivos, parte integrante da vida das pessoas. Segundo dados da 28ª Pesquisa Anual de Administração e Uso de Tecnologia da Informação nas Empresas, realizada pela Fundação Getúlio Vargas de São Paulo (FGV-SP)

divulgada em abril de 2017, o Brasil alcançou a marca de um *smartphone* em uso por habitante.

Esses dispositivos móveis trazem consigo um outro atrativo, que são os aplicativos disponíveis. Os aplicativos são programas desenvolvidos a fim de facilitar a vida do usuário em suas atividades diárias (conexão com a internet, comunicação, controle de eletrônicos), além de quebrar a limitação da mobilidade, uma vez que os *smartphones* são como um computador de bolso, que pode acompanhar seu usuário 24 horas. Esses aplicativos são facilmente acessados através de lojas de aplicativos (*Google Play* e *iTunes* para dispositivos *Android*® e *IOS*®, respectivamente).

Essa tecnologia móvel dos *smartphones* aliada à disponibilização dos aplicativos, aumentou significativamente a capacidade de pesquisadores, atletas e técnicos de monitorarem e quantificarem várias variáveis fisiológicas relacionadas à saúde e ao desempenho humano. Os laboratórios de pesquisa têm buscado alternativas acessíveis, práticas e de baixo custo, para ferramentas de monitoração das cargas internas e externas de treinamento que ocorrem regularmente no contexto de campo, e uma alternativa interessante são os aplicativos de *smartphone*.

No entanto, a investigação científica sobre a aplicabilidade prática destes aplicativos como ferramentas válidas de coleta de dados, deve acompanhar essa rápida evolução tecnológica. Nesse contexto, recomenda-se que cada aplicativo seja testado contra o seu padrão ouro, de modo que, a sua utilização seja respaldada pela validade e confiabilidade da medida.

No campo da monitoração da VFC, existem disponíveis pelo menos 15 aplicativos (*Android*[®] e *IOS*[®]) que prometem desempenhar as mesmas funções do ECG ou monitores de frequência cardíaca no registro dos intervalos RR. Estes podem ser utilizados de maneira muito mais prática que os eletrocardiogramas que são comumente utilizados para este objetivo.

A utilização do ECG (padrão ouro de registro dos intervalos RR) exige uma grande complexidade metodológica de coleta, análise e interpretação dos dados além de equipamentos caros e de pouca portabilidade que dificultam uma monitoração diária da VFC (TASK FORCE, 1996). Por outro lado, os aplicativos de *smartphone* oferecem vantagens pela simplicidade de coleta e análise dos dados e

pela extrema portabilidade, além de oferecer scores, em tempo real ou imediatamente após o registro, que podem ser facilmente interpretados por usuários não especializados (FLATT, A.; ESCO, 2013; PLEWS *et al.*, 2017).

A utilização de aplicativos de *smartphone* tem sido comumente utilizado em conjunto conectados fitas transmissoras *Bluetooth*® que detectam os sinais elétricos cardíacos e transmite para o *smartphone* para quantificação dos intervalos RR. Recentemente, alguns dos aplicativos disponíveis no mercado ganharam uma nova forma de monitoração que é acesso remoto, onde enquanto o atleta / paciente realiza seu registro dos intervalos RR, o seu treinador / médico poderá visualizar em tempo real os seus resultados, acessando remotamente seus dados.

Mais recentemente, uma tecnologia alternativa promissora que utiliza a detecção do fluxo sanguíneo usando técnicas de fotopletismografia (PPG). Nos *smartphones* os aplicativos que utilizam esse método, quantificam a FC e VFC por meio da iluminação da pele usando um LED (por exemplo, o flash do *smartphone*) que interage com as mudanças no volume de sangue que são detectados pela câmera localizada ao lado da fonte de luz (PLEWS et al., 2017).

Essas inovações tecnológicas têm a capacidade de melhorar significativamente a monitoração do atleta através de uma maior facilidade de gravação diária da VFC. Desse modo, a utilização de aplicativos de *smartphone* é uma alternativa em potencial para a monitoração das cargas internas de treinamento por meio da VFC, pelas vantagens oferecidas (a facilidade de uso, a acessibilidade, a mobilidade, a conectividade).

4 PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS

4.1 CARACTERIZAÇÃO DO ESTUDO

Trata-se de um estudo de caráter quase experimental (THOMAS; NELSON; SILVERMAN, 2012), com aspecto de inovação no instrumento que foi utilizado para avaliação da variável de desfecho.

4.2 SUJEITOS

O estudo foi realizado em duas etapas sendo a validação do aplicativo para *smartphone* e o teste de sensibilidade da VFC. A validação do aplicativo para *smartphone* foi realizada com 31 homens corredores recreacionais com média de idade de 36,1±6,3 anos. O tamanho amostral para validação foi baseado em estudos prévios que validaram algum aplicativo (Ithlete e HRV4training) (FLATT, A.; ESCO, 2013; PLEWS *et al.*, 2017). O teste da sensibilidade da VFC foi realizado com 13 corredores com idade média de 37,8±6,9 anos.

Foram adotados como critérios de inclusão: estar treinando no mínimo a um ano sem grandes interrupções (3 meses), realizar treinamentos com frequência semanal mínima de três treinos de corrida seguindo o treinamento de ciclos e de estarem a pelo menos 3 meses dentro da temporada. Além disso, não apresentar doenças crônico degenerativas e não utilizar medicamentos (cardiovascular, psicotrópicas e agentes vasoativos). Os critérios de exclusão adotados foram: fazer uso de medicamentos ou suplementos com potencial anti-inflamatório durante o estudo, faltar mais de uma sessão por semana e realizar exercícios físicos fora do protocolo (dias de descanso).

4.3 ASPECTOS ÉTICOS

Este projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Centro de Ciências da Saúde, Universidade Federal da Paraíba, Brasil sob o protocolo 2.506.552/18. Todos os participantes foram previamente esclarecidos quanto aos

procedimentos que seriam realizados no estudo e solicitados a assinarem o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) de acordo com a resolução 466/12 do Conselho Nacional de Saúde.

4.4 DESENHO DO ESTUDO

Inicialmente foi verificada a acurácia dos dados obtidos pelo aplicativo de smartphone para o registro da VFC em comparação com o eletrocardiograma em estado de repouso nas posições supina e sentada (Figura 1).

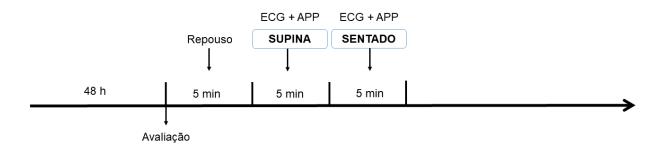


Figura 1. Protocolo de validação do aplicativo em comparação com o eletrocardiograma.

Na segunda fase do estudo (Figura 2), os atletas realizaram um mesociclo de treinamento com duração de 4 semanas, com ondulação das cargas de treinamento, onde realizaram duas semanas de treinamento ordinário, uma semana de choque e uma semana de regenerativo. Cada semana de treinamento consistiu de 5 sessões de treinamento de corrida. As avaliações foram realizadas antes do primeiro e do último treino da semana (segunda e sexta feira). Os atletas não realizaram treinamentos entre as semanas (sábado e domingo). Nessas avaliações os atletas responderam os questionários (POMS e RESTQ-Sport), também foi realizado o registro dos intervalos RR para análise da VFC e uma coleta sanguínea para posterior análise de marcadores de desgaste muscular (CK e LDH) e estresse oxidativo (MDA). Além disso, para monitoração do desempenho, foi realizado o teste de 3200 metros antes de iniciar a primeira semana de treinamento (Av1OR1), após a semana de choque (Av1RG) e após a semana regenerativa (Av3RG), conforme a figura 2.

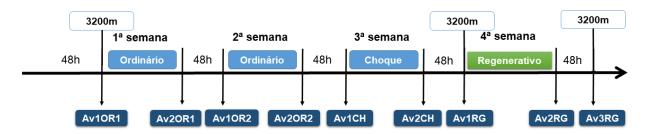


Figura 2. Desenho experimental para avaliação das respostas crônicas a um mesociclo de treinamento.

4.5 PROCEDIMENTOS PRÉ EXPERIMENTAIS

Antes dos momentos de aquisição dos intervalos RR, os atletas foram solicitados a absterem-se do consumo de simpaticomiméticos (cafeína ou estimulantes) e álcool no período de 24 horas antes das coletas dos dados e consumirem apenas uma refeição leve antes da avaliação. Além disso, foram instruídos a não realizarem treinamentos nas 48 horas que antecederam a coleta dos dados na etapa de validação do aplicativo para *smartphone*.

Para o período de avaliação das respostas crônicas durante o mesociclo de treinamento, os atletas foram solicitados a não realizarem treinamentos nos dias definidos como dias de descanso (sábado e domingo) e seguirem as recomendações anteriormente descritas.

4.6 VALIDAÇÃO DO APLICATIVO EM COMPARAÇÃO COM O ELETROCARDIOGRAMA

Os intervalos RR foram registrados pelo ECG convencional e o aplicativo, simultaneamente, durante 5 minutos na posição supina seguido de 5 minutos na posição sentada. A aquisição dos dados ocorreu em um ambiente silencioso com a temperatura variando entre 22 e 24º C. Os atletas foram instruídos a permanecerem de olhos abertos e quietos durante todo o registro (BLOOMFIELD *et al.*, 2001; KIVINIEMI, A. M. *et al.*, 2007). Além disso, não foi permitido a movimentação de

pessoas à sala durante a coleta dos dados e a ativação dos dispositivos foi feita manualmente para eliminar possíveis erros de sincronização entre os instrumentos.

Para o ECG, os dados foram adquiridos utilizando o sistema de cinco eletrodos (*PowerLab*®), acoplado a um conversor analógico-digital (ADC) que foi conectado a um computador provido do *software LabChart*® (Versão 8.1.6, ADInstruments, Castle Hill, Austrália). Os cinco eletrodos foram colocados da seguinte forma: os eletrodos dos braços, o braço direito (RA) e o braço esquerdo (LA) foram colocados 2 cm abaixo dos deltoides anteriores na linha hemiclavicular, os eletrodos das pernas, perna direita (RL) e perna esquerda (LL), foram colocados medialmente na crista suprailíaca na linha hemiclavicular e o eletrodo V1 foi colocado no quarto espaço intercostal à direita do esterno conforme a figura 5.

Os dados do ECG foram registrados pelo *software LabChart*® na versão 8.1.6 (ADInstruments, Castle Hill, Austrália). Neste *software*, um canal do sinal foi configurado para adquirir sinais de ECG a uma frequência de amostragem de 1000Hz. Além disso, foi aplicado um filtro de passagem baixa de 50 Hz para eliminar o ruído causado por oscilações do sinal da corrente elétrica.

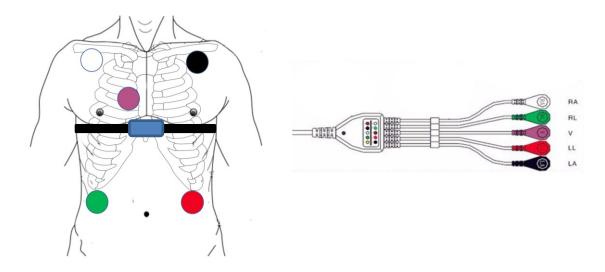


Figura 3. Posicionamento da cinta cardíaca e dos eletrodos para realização do eletrocardiograma.

Para o registro dos dados do aplicativo, foi utilizado um *smartphone Android*® com o aplicativo HRV Expert by CardioMood® (CardioMood, Moscow, Rússia), onde os participantes foram instrumentados com uma cinta elástica com um transmissor *Bluetooth*® de frequência cardíaca (Polar H10, Polar Electro Oy, Kempele, Finlândia) com frequência de amostragem de 1000Hz, (segundo o fabricante), que foi colocada logo abaixo do eletrodo V2.

Os dados brutos registrados pelo ECG e pelo Aplicativo foram exportados em arquivo no formato TXT e analisados no *software Kubios HRV Standard* na versão 3.2.0 (Biosignal Analysis and Medical Image Group, Departamento de Física, Universidade de Kuopio, Kuopio, Finlândia) (TARVAINEN *et al.*, 2014). A interpolação das séries foi realizada por Spline Cúbica e foi fixado valores de frequência de 3Hz.

Foram adotadas as variáveis: FC, mean RR, SDNN, rMSSD, NN50, pNN50 no domínio do tempo, as bandas de baixa frequência (*low frequency* - LF: 0,04 a 0,15Hz), alta frequência (high frequency – HF: 0,15 a 0,4 Hz) e muito baixa frequência (very low frequency - VLF: ≤0,04 Hz) e a razão LF/HF no domínio da frequência, além do SD1 e SD2 como índices não lineares. O espectro de potência dos componentes LF e HF foi calculado por meio da Transformada Rápida de Fourier utilizando periodograma de Welch (sobreposição de 50%).

Além disso, os valores de LF e HF também foram expressos em unidades normalizadas (*normalized units* – nu), que representa o valor de cada um desses componentes em relação à potência total (*total power* – TP) retirando o componente VLF, minimizando assim o efeito da banda de muito baixa frequência sobre as outras bandas (LF e HF).

Esses índices foram calculados a partir das seguintes fórmulas:

$$HF (nu) = HF / (TP - VLF) x 100$$

 $LF (nu) = LF / (TP - VLF) x 100.$

4.7 AVALIAÇÃO DA SENSIBILIDADE À UM MESOCICLO COM ONDULAÇÕES DAS CARGAS DE TREINAMENTO

Os atletas realizaram um mesociclo de treinamento com duração de quatro semanas, com cargas de treino individualizadas. As cargas de treino foram

administradas duas semanas de treinamento ordinário, uma semana de choque e uma semana regenerativo, conforme a figura 2.

A operacionalização da sobrecarga no volume (2º microciclo ordinário), foi feita de modo que os atletas que costumeiramente realizavam três sessões de treino semanais passaram a realizar cinco sessões semanais. Este grupo perfazia em média 35 Km por semana nas três sessões semanais, de modo que, passaram a fazer duas novas sessões, sendo um treino continuo e um treino intervalado conforme a tabela 1. Os atletas que realizavam cinco sessões semanais aumento em 30% o volume de cada uma das sessões. Eles realizam em média 50 Km por semana e passaram a fazer 65 Km neste 2º microciclo.

No 3º microciclo, o aumento da carga externa de treino (na intensidade) foi feito de modo que nos treinos contínuos o pace (tempo de cada quilômetro) das corridas reduziu em 20%. Considerando que o treino era muito individualizado estes valores representam o exemplo mediano entre os atletas. Nas sessões de treinamento intervalado, o aumento na intensidade foi igualmente aplicado no tempo de cada tiro.

Tabela 1. Treinamento semanal

Segunda	Terça	Quarta	Quinta	Sexta	Sábado	Domingo
Intervalado	Continuo	Contínuo	Intervalado	Contínuo	Descanso	Descanso

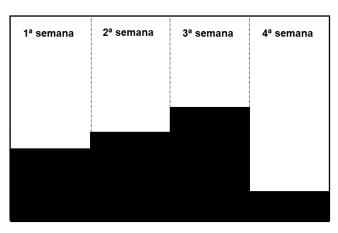


Figura 2. Mesociclo aplicado para avaliação das respostas crônicas a um mesociclo de treinamento

4.8 VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA

Para o registro dos intervalos RR durante o mesociclo de treinamento, foi utilizado um *smartphone Android*® com o aplicativo HRV Expert by CardioMood® (CardioMood, Moscow, Rússia), onde os participantes foram instrumentados com uma cinta elástica com um transmissor *Bluetooth*® de frequência cardíaca (Polar H10, Polar Electro Oy, Kempele, Finlândia). O registro foi realizado na posição sentada durante o período de 5 minutos, e os voluntários foram instruídos a permanecerem quietos com os olhos abertos durante todo do registro.

As variáveis adotadas foram nessa etapa do estudo: FC, mean RR, SDNN, rMSSD, NN50, pNN50 no domínio do tempo, LF, HF, VLF, LF/HF no domínio da frequência e SD1, SD2, SD1/SD2 como índices não lineares. Adicionalmente, foram calculadas as variáveis: SS = 1000 × 1/SD2 que representa estresse e S/PS = a razão de SS e SD1 (SS/SD1), proposto para representar o balanço autonômico, calculados a partir dos índices não lineares (ORELLANA *et al.*, 2015), além do SDNN / rMSSD proposto como sendo representativo do balanço autonômico (WANG; HUANG, 2012).

4.9 COLETA SANGUÍNEA

Foram coletados 10 mL de sangue venoso de cada voluntário por um enfermeiro treinado e experiente. As amostras foram centrifugadas a 3000rpm por 10 minutos e o sobrenadante (soro ou plasma) transferido para microtubos e refrigerado a -20°C até as análises, que foram realizadas em no máximo duas semanas depois das coletas.

4.9.1 Desgaste muscular

4.9.1.1 Creatina Quinase (CK) e Lactato desidrogenase (LDH)

A concentração plasmática de CK foi quantificada em modo cinético através do método *International Federation of Clinical Chemistry and Laboratory*

Medicine (UV-IFCC, 2002), por meio do kit comercial CK-NAC Liquiform (Labtest, Minas Gerais, Brasil) seguindo as instruções do fabricante. Já os níveis plasmáticos da enzima LDH foram quantificados através do método de Piruvato-Lactato em modo cinético, por meio do kit comercial LDH Liquiform (Labtest, Minas Gerais, Brasil) seguindo as instruções do fabricante. Ambas absorbâncias foram obtidas no analisador automático Labmax 240 Premium, no comprimento de onda 340nm.

4.9.2 Estresse oxidativo

4.9.2.1 Malondialdeído (MDA)

A concentração da molécula produto final da peroxidação lipídica, Malondialdeído (MDA), marcador do dano final do estresse oxidativo por refletir o dano oxidativo, foi medida por meio da reação do ácido tiobarbitúrico (TBARS), com os produtos de decomposição dos hidroperóxidos. Um volume de 250 μl de plasma foi incubado em banho maria a 37° por 60 minutos e em seguida misturado com 400μl perclórico à 35% e centrifugada a 14000 rpm por 10 minutos à 4°C. O sobrenadante foi transferido para novas alíquotas e adicionado 400μl de ácido tiobarbitúrico a 0,6% e incubado a 95 – 100° C por 60 minutos. Após o resfriamento, o material foi lido em espectrofotômetro ultravioleta (Bioespectro, modelo SP 22, Brasil) a um comprimento de onda de 532nm, em temperatura ambiente.

4.9.3 Questionários psicométricos

Os questionários foram aplicados pelo método assistido, em ambiente silencioso com temperatura controlada. Foram explicados os mesmos procedimentos para o preenchimento que já estavam descritos em cada questionário. O pesquisador permaneceu no ambiente para sanar qualquer dúvida para evitar qualquer equívoco nas respostas dos itens.

4.9.3.1 Perfil de Estados de Humor (POMS)

Os atletas responderam à versão do questionário POMS adaptada da escala original (MCNAIR, LOOR e DOPLEMAN, 1971) para o português brasileiro (PELUSO, 2003) (ANEXO A). Este questionário é composto por 65 adjetivos divididos em seis dimensões — Tensão, Depressão, Raiva, Vigor, Fadiga e Confusão, onde o resultado da perturbação total de humor (PTH) pode ser obtido por meio da soma das cinco escalas de sinal negativo (Tensão+ Depressão + Raiva + Fadiga + Confusão) e subtração da escala de Vigor. O voluntário preencheu o questionário de acordo como se sentia naquele dia em relação aos 65 adjetivos os quais devem ser pontuados segundo uma escala tipo Likert de 5 pontos: "nada" (0), "um pouco" (1), "mais ou menos" (2), "bastante" (3) ou "extremamente" (4).

4.9.3.2 Questionário de Estresse e Recuperação para Atletas (RESTQ-Sport)

A versão do questionário RESTQ-Sport que foi utilizada foi traduzida e validada para a população brasileira (COSTA; SAMULSKI, 2005) (ANEXO C). Este questionário contém dezenove escalas (estresse geral, estresse emocional, estresse social, conflitos/pressão, fadiga, falta de energia, queixas somáticas, sucesso, recuperação social, recuperação física, bem-estar geral, qualidade de sono, perturbações nos intervalos, exaustão emocional, lesões, estar em forma, aceitação pessoal, auto eficácia e autorregulação) sendo quatro perguntas em cada escala, totalizando 77 questões. O RESTQ-Sport avalia (quantitativamente através de uma escala Likert onde: (0) corresponde a nunca, (1) pouquíssimas vezes, (2) poucas vezes, (3) metade das vezes, (4) muitas vezes, (5) muitíssimas vezes e (6) sempre) eventos potencialmente estressantes e tranquilizantes nos últimos três dias/noites. A análise dos resultados foi realizada utilizando o programa próprio (software RESTQ-Sport®) em plataforma Windows®, na qual foram calculados os valores médios de cada uma das 19 escalas do questionário.

4.9.4 Antropometria

O peso corporal e a estatura foram avaliadas utilizando uma balança (Omron, modelo HBF-514C, São Paulo, Brasil) com precisão de 0,1 kg e capacidade de 150 kg e um estadiômetro portátil (Sanny - Brasil) com escala de medida em 0,1cm, respectivamente. A partir destas medidas foi calculado o índice de massa corporal (IMC) por meio da fórmula: IMC = peso/altura².

4.9.5 Avaliação de desempenho

4.9.5.1 Teste de corrida de 3200 metros

Para a avaliação do desempenho durante o mesociclo de treinamento, foram realizados 3 testes de corrida de 3200: Basal (Av1OR1), após o microciclo de choque (Av1RG) e após o microciclo regenerativo (Av3RG).

Cada participante realizou três testes de corrida de 3200 metros em uma pista de atletismo oficial (400 metros). Os participantes foram instruídos a completarem os 3200 metros o mais rápido possível e iniciaram a corrida com um sinal dado pelo pesquisador. O tempo que o voluntário levou para percorrer os 3200 metros foi registrado pelo pesquisador por meio de um cronômetro manual e foi utilizado para o cálculo do VO_{2max} utilizando a equação abaixo (WELTMAN *et al.*, 1987): VO_{2max} (ml.kg⁻¹.min⁻¹) = 118.4 - 4.774 x (T)

Onde: T = tempo de realização do teste em minutos e fração decimal.

4.10 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os dados estão apresentados como média e desvio padrão. Inicialmente os dados foram testados quanto à normalidade e homogeneidade utilizando o teste de *Shapiro Wilk* e *Levene*, respectivamente. Foi realizada a transformação logarítmica dos dados que não foram paramétricos.

Para a etapa de validação o Test t independente foi utilizado para verificar se houve diferenças entre os registros realizados pelos instrumentos. A correlação de *Pearson* foi utilizada para examinar o grau de associação entre os

registros dos instrumentos. A análise de *Bland-Altman* foi utilizada para verificar os limites de acordo (LoA) entre os instrumentos e o erro constante (CE). Além disso foi calculado o erro padrão da estimativa (ESS) por meio da regressão linear simples.

Para a avaliação das respostas crônicas a um mesociclo de treinamento foi utilizado o teste *ANOVA* medidas repetidas. As variáveis foram testadas individualmente para verificar o quanto cada uma delas foi sensível as ondulações nas cagas de treino. Para isto foram comparadas: segunda-feira com sexta-feira: para verificar as respostas às cargas de treino semanais; sexta-feira com sexta-feira: para verificar as respostas às cargas de treinos de cada microciclo; segunda-feira com segunda-feira: para verificar a recuperação ao final de cada microciclo. Posteriormente, foi calculado Δ% utilizando a primeira avaliação (Av1OR1) como referência para verificar a variação das avaliações subsequentes. Esse resultado foi utilizado para verificar relações entre as variáveis explicativas e a VFC, por meio da correlação de *Pearson*.

A magnitude da correlação, tanto na etapa de validação quanto na avaliação das respostas crônicas, foi avaliada com os seguintes limiares: <0,3 desprezível; >0,3 a 0,5 fraca; >0,5 a 0,7 moderada; >0,7 a 0,9 forte; >0,9 muito forte; 1.0 perfeita (MUKAKA, 2012). Os dados foram analisados utilizando o pacote estatístico *SPSS Statistics* (v. 25, IBM SPSS, Chicago, IL, USA) e o nível de significância adotado foi de p<0.05.

5 APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Em conformidade com as resoluções e normas em vigência no Programa Associado de Pós-Graduação em Educação Física UPE/UFPB referentes a estrutura da dissertação, decidimos por apresentar os resultados em formato de artigo.

ARTIGO 1

Validação de um aplicativo para smartphone e da fita polar h10 para registro dos intervalos RR em repouso em atletas

Resumo

Introdução: Os smartphones tem propiciado a disponibilização de vários aplicativos para avaliação da variabilidade da frequência cardíaca. No entanto, de 25 aplicativos disponíveis até 2019, apenas dois haviam sido validados. Objetivo: verificar a acurácia do aplicativo para *smartphone HRV Expert by Cardiomood*® para o registro dos intervalos RR comparado ao eletrocardiograma (ECG). Métodos: trinta e um homens corredores recreacionais (36,1±6,3 anos) participaram deste estudo. A VFC foi registrada durante cinco minutos pelo aplicativo HRV Expert by CardioMood e simultaneamente pelo ECG, tanto na posição supina quanto sentada. Índices de domínio de tempo (HR, MeanRR, SDNN, NN50, pNN50, rMSSD), domínio da frequência (LF, HF, LFnu, HFnu, LF/HF e VLF) e variáveis não lineares (SD1 e SD2) foram comparadas por Teste t independente, correlação de *Pearson*, regressão linear simples e Bland-Altman para verificar a concordância entre os dispositivos. Resultados: os resultados obtidos pelos instrumentos mostraram alta similaridade com valor de p variando entre 0,97 e 1,0 nas duas posições. O coeficiente de correlação dos índices da VFC foi perfeito (r = 1,0; p= 0,00) para todas as variáveis independentemente da posição. O erro constante encontrado foi considerado pequeno, assim como o erro padrão de estimativa e os limites de concordância entre os dados do ECG e APP. Conclusão: o aplicativo testado fornece excelente concordância com o ECG para todas as variáveis no domínio do tempo da frequência independentemente da posição avaliada, de modo que o aplicativo substitui o ECG para qualquer análise de VFC em atletas corredores.

Palavras-Chave: Variabilidade da Frequência Cardíaca, aplicativo de *Smartphone*, *CardioMood*

Abstract

Introduction: smartphones have made it possible to provide various applications for assessing heart rate variability. However, out of 25 applications available through 2019, only two had been validated. Objective: To verify the accuracy of the HRV Expert by Cardiomood® smartphone application for recording RR intervals compared to the electrocardiogram (ECG). Methods: Thirty-one male recreational runners (36.1 ± 6.3 years) participated in this study. HRV was recorded during five minutes by the HRV Expert by CardioMood application and simultaneously by the ECG, both in the supine and sitting positions. Time domain indexes (HR, MeanRR, SDNN, NN50, pNN50, rMSSD), frequency domain (LF, HF, LFnu, HFnu, LF / HF and VLF) and nonlinear variables (SD1 and SD2) were compared by Test t independent, Pearson correlation, simple linear regression and Bland Altman to verify agreement between the devices. Results: results obtained by the instruments showed high similarity with p value varying between 0.97 and 1.0 in both positions. The correlation coefficient of the HRV indices was perfect (r = 1.0; p = 0.00) for all variables. The constant error, the standard error of estimation and the limits of agreement between ECG and APP data was considered small. **Conclusion**: smartphone application provides excellent agreement with ECG for all variables in the time domain, frequency domain and nonlinear indexes regardless of the assessed position. Therefore, the smartphone application replaces the ECG for any HRV analysis in runners athletes.

KeyWords: Heart Rate Variability, Smartphone application, CardioMood

Introdução

Os avanços na tecnologia nos últimos anos, produziram uma série de dispositivos portáteis que podem medir os resultados de saúde e integridade sob condições ambulatoriais e de campo. De fato, o Colégio Americano de Medicina do Esporte classificou "wearable technology" como a maior tendência mundial de fitness em 2016 e 2017 (THOMPSON, 2017), com perspectiva de permanência em primeiro lugar em 2019 (THOMPSON, 2019).

Um destes instrumentos, permite registrar os intervalos entre batimentos cardíacos com diferentes tecnologias e calcular sua variabilidade (VFC), para investigação indireta da atividade do sistema nervoso autonômico (DOBBS et al., 2019). Aplicativos para *smartphone* fornecem portabilidade, praticidade e baixo custo. Adicionalmente, prometem realizar as mesmas funções do eletrocardiograma ECG. Até onde sabemos, existem nas plataformas móveis pelo menos 20 aplicativos disponíveis para os sistemas *Android*® e *IOS*®.

Por causa da simplicidade da técnica e por não exigir procedimentos invasivos, a variabilidade da frequência cardíaca (VFC), tornou-se uma ferramenta de investigação clínica muito utilizada em pesquisas envolvendo doenças crônicas degenerativas, psicológicas, emocionais e neurológicas. Além disso, tem interesse crescente no meio esportivo, destinada à monitoração e controle de carga interna de treinamento para evitar o treinamento excessivo e proteger a saúde do atleta, conforme mostrado em revisões de (BELLENGER et al., 2016; BUCHHEIT, 2014).

A despeito do largo e crescente utilização destes aplicativos, apenas dois foram cientificamente validados até o momento (*Ithlete* e *HRV4Training*) (FLATT; ESCO, 2013; PLEWS et al., 2017). Os aplicativos estão sendo desenvolvidos e disponibilizados no mercado sem qualquer critério de verificação de confiabilidade dos dados obtidos. Apesar da grande disponibilidade e das facilidades oferecidas por esses aplicativos, a validade e confiabilidade desses sistemas é uma importante questão que deve ser considerada.

Portanto, a proposta deste estudo é verificar a acurácia de um destes aplicativo para *smartphone* (o HRV Expert by Cardiomood®) para o registro dos intervalos RR comparado ao eletrocardiograma (ECG).

Metodologia

Participantes

Participaram do estudo 31 homens corredores recreacionais com média de idade de 36,1±6,3 anos. Os critérios de inclusão adotados foram: ser participante regular de competições, estar treinando no mínimo há um ano sem ter interrompido os treinos por mais de três meses no último ano, exceto por ocasião do período transitório, o que não pode ter durado mais de dois meses, estar com pelo menos três meses de treinamento nesta temporada.

O projeto de pesquisa foi previamente aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Humanos do Centro de Ciências da Saúde, Universidade Federal da Paraíba, Brasil sob o protocolo 2.506.552/18. Todos os participantes foram previamente esclarecidos quanto aos procedimentos que seriam realizados no estudo e solicitados a assinarem o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) de acordo com a resolução 466/12 do Conselho Nacional de Saúde.

Procedimentos Pré-Experimentais

Os voluntários foram instruídos a absterem-se de treinamento físico nas 48 horas que antecediam o teste. Além disso, foram orientados a evitar o consumo de alimentos e suplementos com substâncias simpaticomiméticas (cafeína) e consumo de álcool pelos menos 12 horas antes do teste.

Desenho Experimental

Ao chegar no local de coleta, os atletas permaneciam em repouso durante cinco minutos na posição supina. Esse tempo, foi utilizado para instrumentação com os eletrodos. Após a instrumentação, foi estabelecido um período de 1 minuto antes de iniciar o registro para estabilização da frequência cardíaca, uma vez que este foi previamente demonstrado ser um período de tempo apropriado para a estabilização da frequência cardíaca (FLATT; ESCO, 2015). Em seguida, os intervalos RR foram registrados durante cinco minutos simultaneamente pelo ECG e o aplicativo para smartphone em cada posição, supina e na sentada. A ativação dos dispositivos foi

feita manualmente para eliminar possíveis erros de sincronização entre os instrumentos.

Registro da Variabilidade da Frequência Cardíaca (VFC)

Para o ECG, os dados foram adquiridos utilizando o sistema de cinco eletrodos (PowerLab®), acoplado a um conversor analógico-digital (ADC) que foi conectado a um computador provido do *software LabChart*® (Versão 8.1.6, ADInstruments, Castle Hill, Austrália). Os cinco eletrodos foram colocados da seguinte forma: os eletrodos dos braços, o braço direito (RA) e o braço esquerdo (LA) foram colocados 2 cm abaixo dos deltoides anteriores na linha hemiclavicular, os eletrodos das pernas, perna direita (RL) e perna esquerda (LL), foram colocados medialmente na crista suprailíaca na linha hemiclavicular e o eletrodo V2 foi colocado no quarto espaço intercostal à direita do esterno.

Os dados do ECG foram registrados pelo *software* LabChart® na versão 8.1.6 (ADInstruments, Castle Hill, Austrália). Neste *software*, um canal do sinal foi configurado para adquirir sinais de ECG a uma frequência de amostragem de 1000Hz. Além disso, foi aplicado um filtro de passagem baixa de 50 Hz para eliminar o ruído causado por oscilações do sinal da corrente elétrica.

Para o registro dos dados do aplicativo, foi utilizado um *smartphone* Android® e o aplicativo HRV Expert by CardioMood® (CardioMood, Moscow, Rússia), onde os participantes foram instrumentados com uma cinta elástica com um transmissor *Bluetooth*® de frequência cardíaca (Polar H10, Polar Electro Oy, Kempele, Finlândia) com frequência de amostragem de 1000Hz, segundo o fabricante, que foi colocada logo abaixo do eletrodo V2.

Os dados brutos registrados pelo ECG e pelo Aplicativo foram exportados em arquivo no formato TXT e analisados no *software* Kubios HRV Standard na versão 3.2.0 (*Biosignal Analysis and Medical Image Group*, Departamento de Física, Universidade de Kuopio, Kuopio, Finlândia) (TARVAINEN et al., 2014). A interpolação das séries foi realizada por Spline Cúbica e foi fixado valores de frequência de 3Hz.

Foram adotadas as variáveis: Frequência Cardíaca (FC), média dos intervalos RR (Mean RR), desvio padrão dos intervalos RR (SDNN), raiz quadrada

da média das diferenças sucessivas entre os intervalos RR (rMSSD), porcentagem de intervalos NN sucessivos que diferem em mais de 50 ms (pNN50) no domínio do tempo. No domínio da frequência, o espectro de potência dos componentes foram calculados por meio da Transformada Rápida de Fourier utilizando periodograma de *Welch's* (sobreposição de 50%), sendo adotadas as bandas de baixa frequência (LF: 0,04 a 0,15Hz), alta frequência (HF: 0,15 a 0,4 Hz) e muito baixa frequência (VLF: ≤0,04 Hz) e a razão LF/HF. Além disso, os valores de LF e HF também foram expressos em unidades normalizadas (nu), que representa o valor de cada um desses componentes em relação à potência total (TP) retirando o componente VLF, minimizando assim o efeito da banda de muito baixa frequência sobre as outras bandas (LF e HF). As variáveis não lineares adotadas foram: o desvio padrão da variabilidade instantânea de batimento a batimento (SD1) e desvio padrão a longo prazo dos intervalos contínuos RR (SD2).

Análise Estatística

Os dados estão apresentados como média e desvio padrão. Inicialmente os dados foram testados quanto à normalidade e homogeneidade utilizando o teste de *Shapiro Wilk e Levene*, respectivamente. Foi realizada a transformação logarítmica dos dados que não foram paramétricos. Test t independente foi utilizado para verificar se houve diferenças entre os registros realizados pelos instrumentos. A correlação de *Pearson* foi utilizada para examinar o grau de associação entre os registros dos instrumentos. A magnitude da correlação entre o aplicativo e o ECG foi avaliada com os seguintes limiares: <0,3 desprezível; >0,3 a 0,5 fraca; >0,5 a 0,7 moderada; >0,7 a 0,9 forte; >0,9 muito forte; 1.0 perfeita (MUKAKA, 2012). A análise de *Bland-Altman* foi utilizada para verificar os limites de acordo entre os instrumentos e o erro constante. Além disso foi calculado o erro padrão da estimativa por meio da regressão linear simples. Os dados foram analisados utilizando o pacote estatístico *SPSS Statistics* (v. 25, IBM SPSS, Chicago, IL, USA) e o nível de significância adotado foi de p<0.05.

Resultados

Os atletas tinham idade entre 24 e 51 anos, eram praticantes de corrida há pelos menos três anos, e tinham um volume de treino entre 30 e 65 km por semana, com frequência semanal entre 3 a 5 sessões. Os valores médios para cada uma destas características estão apresentados na tabela 1.

Tabela 1. Características dos participantes do estudo (n = 31).

Variáveis	
Idade (anos)	36,1±6,3
Altura (m)	1,69±0,05
Massa Corporal (kg)	68,6±7,8
IMC (kg/m²)	23,9±2,15
Tempo de treinamento na modalidade (anos)	3,8±0,8
Distância Semanal (km)	38,0±10,3

Dados estão expressos como média ± desvio padrão. IMC = Índice de Massa Corporal.

Na tabela 2 estão apresentados os índices da VFC no domínio do tempo (FC, RR Médio, SDNN, rMSSD NN50 e pNN50), domínio da frequência (LF, LFnu, HF, HFnu, LF / HF e VLF), e não lineares (SD1 e SD2) calculados a partir dos intervalos RR registrados pelo eletrocardiograma e o aplicativo para *smartphone* nas posições supina e sentada. Foi verificada grande similaridade entre os resultados, uma vez que o p valor variou entre 0,982 e 1,000 para todas as variáveis, sendo a maioria delas de pelo menos 0,99. Além disso, o erro padrão da estimativa (ESS) encontrado para o aplicativo para as variáveis do domínio do tempo foi entre 0,00 e 0,88 na posição supina e entre 0,00 e 0,35 na posição sentada. No domínio da frequência foi entre 0,02 e 5,04 na posição supina e entre 0,06 e 3,76 na posição

sentada. Para as variáveis não lineares variou entre (0,14 e 0,96 na posição supina e entre e 0,09 e 0,10 na posição sentada.

A plotagem de *Bland-Altman* mostrou que os limites de concordância (LoA) foram entre -1,75 e 1,75 na posição supina e entre -0,68 e 0,76 na posição sentada no domínio do tempo. No domínio da frequência foi entre -10,7 e 9,22 na posição supina e entre -8,50 e 10,70 na posição sentada e nas variáveis não lineares foi entre -0,26 e 0,22 na posição supina e entre -0,18; 0,22) nas variáveis não lineares.

O erro constante encontrado foi entre -0,12 e 0,00 na posição supina e entre -0,09 e 0,05 na posição sentada no domínio do tempo. No domínio da frequência foi entre -0,83 e 0,00 na posição supina e entre -0,10 e 2,32 na posição sentada. Para as variáveis não lineares variou entre -0,03 e -0,02 na posição supina e entre 0,01 e 0,03 na posição sentada.

A figura 1 mostra a plotagem para uma variável de cada domínio nas posições supina e sentada: RMSSD para o domínio do tempo e LF/HF no domínio da frequência.

Tabela 2. Índices da variabilidade da frequência cardíaca obtidos pelo eletrocardiograma e o aplicativo para *smartphone* na posição supina e sentada (n = 31).

	ECG	Aplicativo	р	SEE	CE (LoA)
Supina					
FC (bpm)	58,87±9,37	58,87±9,37	1,000	0,00	0,00 (0,00; 0,00)
MEAN RR (mn)	1045,67±172,8	1045,80±172,8	0,998	0,34	-0,12 (-0,79; 0,53)
SDNN (ms)	53,39±26,45	53,42±26,46	0,996	0,09	-0,03 (-0,21; 0,15)
rMSSD (ms)	47,72±27,93	47,78±27,93	0,994	0,17	-0,05 (-0,39; 0,29)
NN50 (contagem)	62,35±62,45	62,35±62,64	1,000	0,88	0,00 (-1,75; 1,75)
pNN50 (%)	23,75±24,60	23,78±24,71	0,996	0,29	-0,03 (-0,63; 0,57)
LF (ms²)	629,41±610,53	629,83±609,71	0,998	2,23	-0,41 (-5,02; 4,18)
LFnu	52,98±23,22	52,95±23,13	0,982	0,34	0,03 (-0,66; 0,72)
HF (ms²)	813,16±956,56	814,00±958,93	0,997	3,82	-0,83 (-9,56; 7,88)
HFnu	46,89±23,25	46,88±23,39	0,985	0,26	0,00 (-0,50; 0,52)
LF / HF	1,70±1,33	1,69±1,31	0,983	0,02	0,00 (-0,05; 0,06)

VLF (ms²)	1708,9±2524,5	1709,6±2525,7	0,999	5,04	-0,77 (-10,7; 9,22)
SD1	33,82±19,79	33,85±19,78	0,995	0,14	-0,02 (-0,26; 0,22)
SD2	66,45±33,74	66,49±33,76	0,997	0,96	-0,03 (-0,22; 0,15)
Sentada					
FC (bpm)	63,03±9,53	63,03±9,53	1,000	0,00	0,00 (0,00; 0,00)
MEAN RR (mn)	977,93±169,85	978±169,81	0,998	0,30	-0,09 (-0,68; 0,49)
SDNN (ms)	50,75±25,22	50,73±25,20	0,998	0,08	0,01 (-0,15; 0,17)
rMSSD (ms)	39,36±26,28	39,30±26,27	0,993	0,18	0,05 (-0,30; 0,42)
NN50 (contagem)	47,74±51,97	47,67±51,90	0,996	0,35	0,06 (-0,63; 0,76)
pNN50 (%)	17,44±20,44	17,42±20,42	0,997	0,11	0,01 (-0,19; 0,23)
LF (ms²)	894,19±1116,7	893,09±1112,8	0,997	3,05	1,09 (-8,50; 10,70)
LFnu	62,68±19,83	62,78±19,80	0,996	0,43	-0,10 (-0,93; 0,73)
HF (ms²)	629,64±865,71	627,32±864,65	0,992	3,72	2,32 (-5,13; 9,78)
HFnu	37,27±19,79	37,20±19,72	0,977	0,41	0,07 (-0,72; 0,87)
LF / HF	3,30±4,40	3,30±4,38	0,998	0,06	0,00 (-0,11; 0,12)
VLF (ms²)	966,16±886	965,22±885,4	0,997	3,76	0,93 (-6,41; 8,28)
SD1 (ms)	27,88±18,62	27,84±18,62	0,994	0,09	0,03 (-0,14; 0,21)
SD2 (ms)	65,24±32,09	65,22±32,09	0,998	0,10	0,01 (-0,18; 0,22)

Os dados estão apresentados como média ± desvio padrão. FC = frequência cardíaca; mean RR: média dos intervalos RR; SDNN = desvio padrão dos intervalos RR; rMSSD = raiz quadrada das diferenças sucessivas entre os intervalos RR; NN50 = contagem de intervalos NN sucessivos diferindo em mais de 50 ms; pNN50 = porcentagem de intervalos NN sucessivos que diferem em mais de 50 ms; LF = potência espectral na banda de baixa frequência; HF = potência espectral na banda de alta frequência; VLF = potência espectral na banda de muito baixa frequência; SD1 = desvio padrão da variabilidade instantânea do intervalo R-R batimento a batimento, medida a partir dos gráficos de Poincaré; SD2 = desvio padrão da variabilidade do intervalo R-R de batimento a batimento a longo prazo medido a partir de gráficos de Poincaré; nu = unidades normalizadas. ECG = eletrocardiograma; SEE = erro de estimativa padrão; CE = erro constante; LoA = Limites de acordos. Test T independente, correlação de Pearson e Bland-Altman.

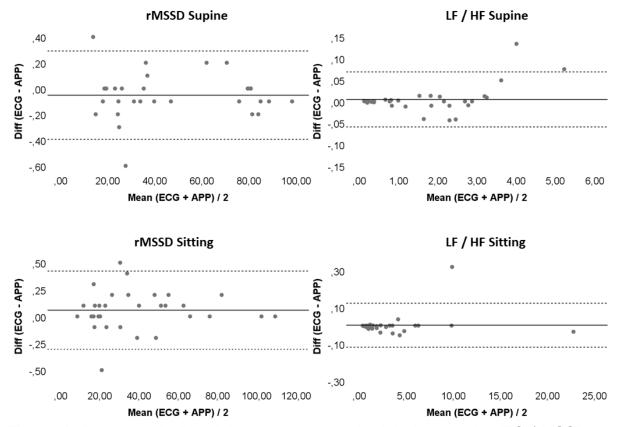


Figura 1. Plotagem de Bland-Altman comparando dois índices da VFC (rMSSD no domínio do tempo e LF / HF no domínio da frequência) calculados a partir dos intervalos RR registrados pelo ECG e o aplicativo para *smartphone* na posição supina. A linha contínua representa o viés médio enquanto as duas linhas tracejadas externas superior e inferior representam os limites de concordância de 95% entre os instrumentos.

Além da alta similaridade verificada no teste T independente, os testes de correlação resultaram em coeficiente de correlação de 1,0 com p valor = 0,000 para todas as variáveis do domínio do tempo (FC, meanRR, SDNN, rMSSD NN50 e pNN50) tanto na posição supina quanto sentada. O mesmo comportamento estatístico foi notado para as variáveis do domínio da frequência (LF, LFnu, HF, HFnu, LF / HF e VLF), e não lineares (SD1 e SD2). A figura 2 apresenta exemplos de algumas variáveis em cada domínio tanto para a posição sentada quanto para a posição em pé.

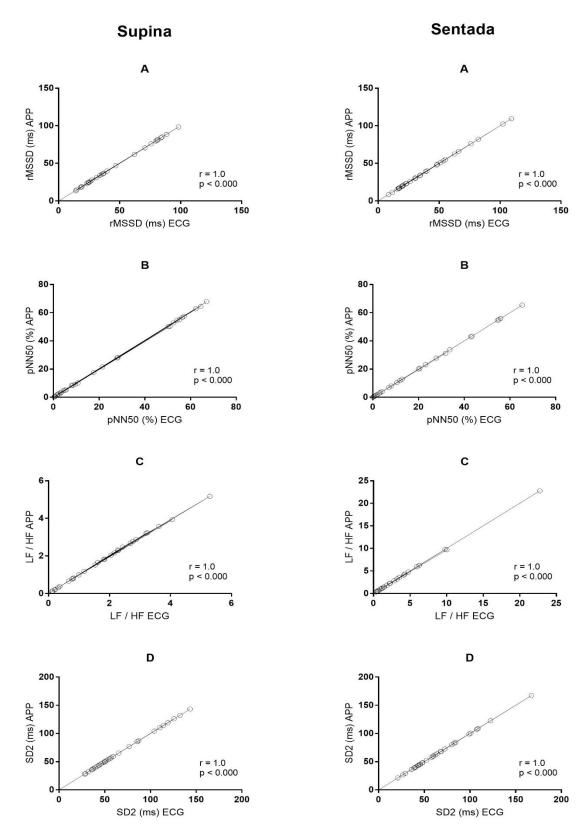


Figura 2. Gráfico de dispersão representando a relação de alguns índices da variabilidade da frequência cardíaca no domínio do tempo, da frequência e não lineares entre o eletrocardiograma (ECG) e o aplicativo para *smartphone* na posição supina (n = 31). Correlação de Pearson (r = 1,0 com p=0,000).

Discussão

Este estudo mostrou que existe uma correlação perfeita, sem diferença estatisticamente significativa entre os dispositivos, além de um erro constante considerado pequeno, baixo erro padrão de estimativa e pequeno limite de concordância entre os dados do ECG e APP. Esses dados atestam que o aplicativo HRV Expert by CardioMood é uma ferramenta válida e acurada para o registro dos intervalos RR em repouso na posição supina (decúbito dorsal) e na posição sentada em atletas.

Estudos anteriores que compararam a precisão de outros dispositivos portáteis para o registro dos intervalos RR, focaram principalmente nos monitores de frequência cardíaca esportivos. Os dados de nosso estudo foram semelhantes aos achados destes estudos prévios. Por exemplo, Cassirame et al., (2007) mostrou excelente concordância na comparação do Polar RS800cx com o ECG em diferentes situações em adultos saudáveis. Além do Suunto t6 (WEIPPERT et al., 2010) em repouso nas posições supina e sentada, o Polar S810 (GAMELIN; BERTHOIN, 2006) e o polar V800 (GILES; DRAPER; NEIL, 2016) nas posições supina e em pé em adultos saudáveis, o garmin 920 XT (CASSIRAME et al., 2017) nas posições supina, em pé e durante exercício moderado em indivíduos saudáveis. Todos esses dispositivos foram capazes de produzir gravações dos intervalos RR consistentes com o padrão ouro (ECG).

No entanto, estudos comparando a precisão dos aplicativos para *smartphone* para o registro dos intervalos RR são limitados. Dentre os aplicativos de *smartphone* disponíveis, apenas o Ithlete (FLATT; ESCO, 2013) e o HRV4training (PLEWS et al., 2017) foram validados contra o padrão ouro de registro (ECG). Estes aplicativos foram validados com uma amostra de universitários praticantes de atividade física na posição deitada e, com atletas bem treinados e recreacionais na posição sentada, respectivamente, com excelente nível de correlação (valores de correlação variando de 0,99 a 1,0). No entanto, apenas as variáveis do domínio do tempo (Frequência Cardíaca (FC) e a raiz quadrada da média do quadrado da diferença dos intervalos RR normais adjacentes (rMSSD) estão disponíveis nesses aplicativos e foram validados nestes estudos.

A justificativa encontrada nos artigos para a utilização apenas dessa variável é que o rMSSD pode ser calculado com um registro realizado durante um período curto de tempo (por exemplo, 10 s a 1 min) (HAMILTON; MCKECHNIE; MACFARLANE, 2004). Além disso, parece ser menos influenciado pela frequência respiratória (PENTTILÄ et al., 2001), que é interessante para monitoramento diário sob respiração espontânea. Outra vantagem apontada é que o rMSSD não requer nenhum pacote de *software* sofisticado para ser calculado e, pode ser calculado e interpretado com maior facilidade (BUCHHEIT, 2014).

Enquanto os aplicativos Ithlete e HRV4training validaram apenas os índices FC e rMSSD, o aplicativo de *smartphone* HRV Expert by CardioMood fornece várias outras variáveis (FC, meanRR, SDNN, rMSSD, pNN50, LF, HF, VLF, SD1 e SD2). Essas variáveis presentes no CardioMood são variáveis que são sugeridas pela task force 1996. Enquanto os aplicativos validaram o rMSSD com a justificativa de que as variáveis FC, meanRR, SDNN são variáveis iniciais que estão inseridas no índice rMSSD, por outro lado, um outro índice da VFC que reflete a atividade parassimpática é o percentual de intervalos NN adjacentes que diferem um do outro em mais de 50 ms (pnn50) (TASK FORCE, 1996), que foi validado no nosso estudo. Este índice, pode ser obtido com registro de curta duração (60s) assim como o rMSSD (BAEK et al., 2015). Além disso, estudos prévios mostraram que o pNN50 está fortemente correlacionado com o rMSSD, de modo que, também tem sido utilizado para monitoração das cargas de treinamento (BUCHHEIT, 2014).

Quanto ao domínio da frequência, em nosso estudo, os índices de alta frequência (HF), baixa frequência (LF) e muito baixa frequência (VLF) foram os que apresentaram maior erro padrão da estimativa, constante erro além de maiores limites de concordância (LoA) tanto na posição supina quanto na posição sentada. No entanto, estudos prévios que validaram dispositivos móveis (cardiofrequencímetros) para o registro da VFC encontraram os mesmos resultados para o Polar V800, (GILES; DRAPER; NEIL, 2016), S810 (GAMELIN; BERTHOIN, 2006).

Essas variáveis têm sido utilizadas tanto no campo da saúde quanto no campo da monitoração das cargas internas de treinamento de atletas (BELLENGER et al., 2016; BUCHHEIT, 2014), no entanto, apresentam limitações. O poder do LF

tem sido considerado uma medida da atividade simpática, com contribuição do sistema nervoso parassimpático (TASK FORCE, 1996). No entanto, recentes estudos mostraram que nem LF (em milissegundos (ms²) ou unidades normalizadas (nu)) nem VLF representam atividade simpática cardíaca (THOMAS et al., 2019). Além disso, os mecanismos fisiológicos exatos responsáveis pelo VLF ainda não estão estabelecidos.

Para o registro dos intervalos RR os aplicativos de *smartphones* necessitam de uma cinta transmissora, de modo que é importante que a confiabilidade destas cintas também seja testada. No nosso estudo, utilizamos a cinta transmissora da fabricante Polar®, modelo H10, portanto, a acurácia dos dados relatados no presente estudo, consideraram apenas este modelo e fabricante. Além disso, vale a pena ressaltar o fato de que, não temos conhecimento se a utilização de cintas de quaisquer outros fabricantes acarretaria no mesmo resultado. Isto é importante ser lembrado, pois existem no mercado cintas que custam aproximadamente metade do preço, no entanto, a acurácia e confiabilidade ainda precisam ser testadas.

Dada a recente tendência de incorporar a avaliação da saúde em vestíveis e outras tecnologias móveis, esforços estão sendo feitos para estabelecer a validade desses dispositivos para medições da VFC. Em nosso estudo, a validação do aplicativo HRV Expert by CardioMood foi realizada com atletas recreacionais, que foi a mesma população do estudo de validação do aplicativo HRV4Training (PLEWS et al., 2017). Enquanto isso, (FLATT; ESCO, 2013) validaram o aplicativo Ithlete com estudantes universitários do curso de educação física obtendo resultados semelhantes.

Analisando a similaridade de resultados destes três estudos, faz parecer que a caraterística da população não parecer ser um fator influenciador nos resultados da validação (atletas e não atletas). No entanto, como apenas três estudos foram realizados, ainda é prudente apresentar esta questão da população como uma limitação destes estudos, de modo que, faltam estudos com populações que apresentam alguma disfunção cardiovascular ou neuroautonômica para melhor elucidar esta questão sobre os resultados da validação.

A inclusão de várias posições é uma característica importante para o estudo, principalmente no que se refere a monitoração de atletas. Até onde sabemos, não há um consenso na literatura a respeito de qual seja a melhor posição para o registro da VFC. Embora a posição supina seja confortável para o registro matinal diário da VFC, há o risco de ocorrer saturação parassimpática do nó sinoatrial principalmente em atletas que já possuem baixa frequência cardíaca, comprometendo os resultados do registro. Desse modo, apesar de não haver um consenso na literatura, a posição sentada parece ser preferível, e parece ser mais sensível para verificar mudanças na atividade nervosa autonômica (BUCHHEIT, 2014).

Em termos de aplicação prática, os achados desse estudo sugerem que o aplicativo pode ser utilizado como uma ferramenta mais prática e com a mesma acurácia do seu padrão ouro para gravação dos intervalos RR nas posições supina e sentada em atletas. Isso é interessante, porque a praticidade do uso cotidiano dos *smartphones* são bem mais atrativos do que a utilização de um monitor de frequência cardíaca ou ECG. Desse modo, a popularização do registro da VFC por aplicativos de *smartphone* é um fenômeno tecnicamente aceito e em crescimento no campo das ciências do esporte e da saúde.

Conclusão

O aplicativo HRV Expert by CardioMood e a fita Polar H10 mostraram excelente concordância com o ECG para todas as variáveis no domínio do tempo da frequência e não lineares, independentemente da posição avaliada, de modo que o aplicativo substitui o ECG para qualquer análise de VFC em atletas corredores.

REFERÊNCIAS

BAEK, H. J. et al. Reliability of Ultra-Short-Term Analysis as a Surrogate of Standard 5-Min Analysis of Heart Rate Variability. **Telemedicine and e-Health**, v. 21, n. 5, p. 404–414, 2015.

BELLENGER, C. R. et al. Monitoring Athletic Training Status Through Autonomic Heart Rate Regulation: A Systematic Review and Meta-Analysis. **Sports Medicine**, v. 46, n. 10, p. 1–26, 2016.

BUCHHEIT, M. Monitoring training status with HR measures: Do all roads lead to Rome? **Frontiers in Physiology**, v. 5 FEB, n. February, p. 1–19, 2014.

CASSIRAME, J. et al. Accuracy of the Garmin 920 XT HRM to perform HRV analysis. **Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine**, v. 0, n. 0, p. 0, 2017.

DOBBS, W. C. et al. The Accuracy of Acquiring Heart Rate Variability from Portable Devices: A Systematic Review and Meta-Analysis. **Sports Medicine**, n. 0123456789, 2019.

FLATT, A.; ESCO, M. Validity of the ithlete[™] Smart Phone Application for Determining Ultra-Short-Term Heart Rate Variability. **Journal of human kinetics**, v. 39, n. December, p. 85–92, 2013.

FLATT, A.; ESCO, M. Heart rate variability stabilization in athletes: towards more convenient data acquisition. **Clinical Physiology and Functional Imaging**, p. n/a-n/a, 2015.

GAMELIN, F. X.; BERTHOIN, S. Validity of the Polar S810 Heart Rate Monitor to Measure R-R Intervals at Rest. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, n. December 2005, p. 887–894, 2006.

GILES, D.; DRAPER, N.; NEIL, W. Validity of the Polar V800 heart rate monitor to measure RR intervals at rest. **European Journal of Applied Physiology**, v. 116, n. 3, p. 563–571, 2016.

HAMILTON, R. M.; MCKECHNIE, P. S.; MACFARLANE, P. W. Can cardiac vagal tone be estimated from the 10-second ECG? **International Journal of Cardiology**, v. 95, n. 1, p. 109–115, 2004.

MUKAKA, M. M. Statistics Corner: A guide to appropriate use of Correlation coefficient in medical research. **Malawi Medical Journal**, v. 24, n. September, p. 69–

71, 2012.

PENTTILÄ, J. et al. Time domain, geometrical and frequency domain analysis of cardiac vagal outflow: Effects of various respiratory patterns. **Clinical Physiology**, v. 21, n. 3, p. 365–376, 2001.

PLEWS, D. J. et al. Comparison of Heart Rate Variability Recording With Smart Phone Photoplethysmographic, Polar H7 Chest Strap and Electrocardiogram Methods. International Journal of Sports Physiology and Performance, 2017. TARVAINEN, M. P. et al. Kubios HRV - Heart rate variability analysis software. Computer Methods and Programs in Biomedicine, v. 113, n. 1, p. 210–220, 2014. TASK FORCE. Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. Eur. Heart J., v. 17, p. 354–381, 1996.

THOMAS, B. L. et al. Validity of Commonly Used Heart Rate Variability Markers of Autonomic Nervous System Function. **Neuropsychobiology**, p. 1–13, 2019.

THOMPSON, W. R. Worldwide survey of fitness trends for 2017. **ACSM's Health & Fitness Journal**, v. 20, n. 6, p. 8–17, 2017.

THOMPSON, W. R. Worldwide survey of fitness trends for 2019. **ACSM's Health & Fitness Journal**, v. 20, n. 6, p. 10–17, 2019.

WEIPPERT, M. et al. Comparison of three mobile devices for measuring R-R intervals and heart rate variability: Polar S810i, Suunto t6 and an ambulatory ECG system. **European Journal of Applied Physiology**, v. 109, n. 4, p. 779–786, 2010.

ARTIGO 2

Sensibilidade da variabilidade da frequência cardíaca para desgaste fisiológico em corredores recreacionais

Resumo

Introdução: a variabilidade da frequência cardíaca (VFC) tem sido utilizada para o monitoramento das cargas internas de treinamento, sem que estudos tenham determinado a sensibilidade desta ferramenta para acompanhar as alterações fisiológicas decorrentes das flutuações das cargas internas de treinamento. Objetivo: verificar a sensibilidade dos índices da VFC na ondulação das cargas externas de treinamento durante um mesociclo composto por microciclos ordinários, de choque e regenerativo em atletas corredores recreacionais. Métodos: treze homens corredores recreacionais (36,1±6,3 anos), foram avaliados 2 vezes em cada microciclo (segunda e sexta-feira) durante um mesociclo de treinamento composto por microciclo ordinário 1, ordinário 2 (aumento de 30% do volume), choque (aumento de 20% da intensidade) e regenerativo (redução das cargas abaixo do ordinário 1). Em cada avaliação, foi realizado o registro da VFC e utilizados os índices do domínio de tempo (HR, MeanRR, SDNN, NN50, pNN50, rMSSD), da frequência (LF, HF, LFnu, HFnu, LF/HF e VLF) e índices não lineares (SD1 e SD2). Questionários psicométricos foram aplicados (RESTQ-Sport e POMS). Além disso, coleta sanguínea foi realizada para análise de marcadores de desgaste muscular (Creatina Quinase (CK), Lactato desidrogenase (LDH)) e estresse oxidativo (malondialdeído (MDA)). Resultados: aumentos do desgaste muscular (CK e LDH) e estresse percebido (RESTQ-Sport) após o aumento das cargas de treino e reduções após microciclo regenerativo comprovaram a eficácia do protocolo de treinamento. Os índices parassimpáticos rMSSD, pNN50, HF e SD1 seguiram as ondulações das cargas de treinamento com redução após aumento das cargas de treinamento e aumento após microciclo regenerativo. Conclusão: a redução parassimpática em repouso, demonstrada pelo rMSSD, pNN50, SD1 e pelo HF, sugerem que estas medidas vagais da VFC podem ser marcadores sensíveis para detectar alterações nas cargas internas frente ondulações das cargas de treinamento em atletas recreacionais.

Palavras-Chave: Variabilidade da Frequência Cardíaca, Microciclo de Choque, Microciclo Regenerativo, Sensibilidade, Desgaste Fisiológico.

Abstract

Introduction: Heart rate variability (HRV) has been used to monitor the internal training loads, without studies having determined the sensitivity of this tool to accompany the physiological changes due to fluctuations in internal training loads. **Objective**: to verify the sensitivity of the HRV indexes in the ondulation of the external training loads during a mesocycle composed of ordinary, overload and regenerative microcycles in athletes recreational runners. Methods: Thirteen male recreational runners (36.1 ± 6.3 years) were evaluated twice per microcycle (Monday and Friday) during a training mesocycle composed of ordinary 1, ordinary 2 microcycle (30% volume), shock (increase of 20% of intensity) and regenerative (reduction of loads below the ordinary 1). In each evaluation, time domain (HR, MeanRR, SDNN, NN50, pNN50, rMSSD), frequency domain (LF, HF, LFnu, HFnu, LF / HF and VLF) and nonlinear indexes (SD1 and SD2) were registered. Psychometric questionnaires were applied (RESTQ-Sport and POMS). In adition, blood collection was performed for analysis of muscle wasting markers (CK), lactate dehydrogenase (LDH) and oxidative stress (malondialdehyde (MDA)). Results: Increases in muscle damage (CK and LDH) and perceived stress (RESTQ-Sport) after increasing training loads and reductions after regenerative microcycle, proved the effectiveness of the training protocol. Parasympathetic indices rMSSD, pNN50, HF and SD1 followed the undulations of training loads with reduction after increasing training loads and increase after regenerative microcycle. Conclusion: the parasympathetic at rest reduction demonstrated by rMSSD, pNN50, SD1 and HF suggest that these vagal measures of HRV can be sensitive markers to detect and monitor the undulations of training loads in recreational athletes.

KeyWords: Heart Rate Variability, overload Microcycle, Regenerative Microcycle, Sensitivity, Physiological damage.

Introdução

O conceito de treinamento total proposto por Raul Mollet, o qual propõe que o atleta é o resultado não somente das cargas de treino, mas também das ações que realiza nas demais horas do dia fora do ambiente de treino, é plenamente aceito até os dias atuais. Na perspectiva deste autor as cargas de treinamento são um importante fator para promover desempenho (denominada atualmente de cargas externas) (MOLLET; MILITAIRE, 1960). Entretanto, cada atleta pode reagir fisiologicamente de forma diferentes (efeito tratado atualmente como cargas internas de treino), sendo que suas atividades cotidianas são um fato determinante para a magnitude destas cargas internas. Portanto, tão importante como mensurar volume, intensidade e densidade de treinamento, é fundamental determinar as cargas internas destes componentes do treino.

Diversas ferramentas tem sido propostas para a monitoração das cargas internas de treinamento, como indicadores bioquímicos, psicométricos e mais recentemente neurais (COUTTS; WALLACE; SLATTERY, 2007; ELLOUMI et al., 2012; HALSON, 2014). Entretanto, não existe uma ferramenta ideal, pois nenhuma dessas é capaz de sozinha, diagnosticar cargas internas com precisão (BOURDON et al., 2017; CARFAGNO; HENDRIX, 2014; MEEUSEN et al., 2013). Além disso muitas são poucas práticas, ou por serem invasivas ou por causa do alto custo.

Uma interessante alternativa que tem sido proposta e adotada nos últimos anos é um parâmetro neural, precisamente a variabilidade da frequência cardíaca (VFC), que reflete a regulação central do coração via inervação autônoma (TASK FORCE, 1996). O fato de que atletas com excesso de cargas internas apresentam aumento simpático e/ou redução parassimpática (KIVINIEMI et al., 2014), somado à simplicidade da técnica e por não exigir procedimentos invasivos, tornou a VFC uma ferramenta de investigação clínica bastante popular, com interesse crescente no meio esportivo (BELLENGER et al., 2016; BUCHHEIT, 2014). Estudos tem utilizado esse marcador para prever mudanças no desempenho físico (BUCHHEIT, 2015; FLATT; ESCO, 2016; VESTERINEN et al., 2013) e verificar fadiga (LETI; BRICOUT, 2013; SCHMITT et al., 2013, 2015).

No entanto, a VFC tem sido usada sem que estudos prévios tenham determinado a sensibilidade desta variável para acompanhar as flutuações das

cargas internas de treinamento. Até o momento, não conhecemos estudos em que altas foram expostos propositadamente a elevadas cargas de treino, seguido de reduzidas cargas externas, para verificar se a variabilidade acompanha estas fases da rotina de treinamento, com auxílio do monitoramento de outros marcadores utilizados. A ausência desta relação limita a interpretação da VCF para o diagnóstico das cargas internas. Sendo assim, a proposta deste estudo é verificar a sensibilidade dos índices da VFC (domínio do tempo, da frequência e variáveis não lineares) na ondulação das cargas de treinamento durante um mesociclo composto por microciclos ordinários, de choque e regenerativo em atletas corredores recreacionais.

Metodologia

Participantes

Participaram do estudo 13 homens corredores recreacionais com média de idade de 36,1±6,3 anos. Os critérios de inclusão adotados foram: ser participante regular de competições, estar a pelo menos 6 meses de treinamento na temporada, sendo que as cargas de treinamento não deveriam estar sofrendo grandes alterações nos últimos dois meses, ter realizado um período transitório de pelo menos 30 dias nos últimos 11 meses, não ter sofrido sem grandes interrupções por lesão nos últimos 3 meses. Seriam excluídos do estudo, os atletas que realizassem treinamentos no período destinado ao descanso (sábado e domingo), que faltassem a uma das avaliações realizadas ou a mais de um treino dentro de cada microciclo.

Este projeto foi previamente aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Humanos do Centro de Ciências da Saúde, Universidade Federal da Paraíba, Brasil sob o protocolo 2.506.552/18. Todos os participantes foram previamente esclarecidos quanto aos procedimentos que seriam realizados no estudo e solicitados a assinarem o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) de acordo com a resolução 466/12 do Conselho Nacional de Saúde.

Desenho experimental

O desenho experimental está apresentado na figura 1. Os atletas realizaram um mesociclo de treinamento com duração de 4 semanas, com ondulação das cargas de treinamento, onde realizaram duas semanas de treinamento ordinário (com manutenção ou discreta sobrecarga em relação ao regime de treino que estava sendo realizado até então). Seguiu-se uma semana de choque, caracterizada por importante aumento da sobrecarga, e o protocolo terminou com e uma semana de regenerativa, onde ocorreu expressiva redução das cargas externas de treino. Avaliações foram realizadas antes do primeiro e do último treino da semana (segunda e sexta feira). Nessas avaliações os atletas responderam os questionários (POMS e RESTQ-Sport), também foi realizado o registro dos intervalos RR para análise da VFC e uma coleta sanguínea para posterior análise de marcadores de desgaste muscular (CK e LDH) e estresse oxidativo (MDA). Além disso, para monitoração do desempenho, foi realizado o teste de 3200 metros antes de iniciar a primeira semana de treinamento (Av1OR1), após a semana de choque (Av1RG) e após a semana regenerativa (Av3RG).

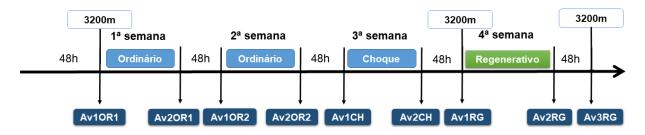


Figura 1. Desenho experimental

Procedimentos pré experimentais

Os atletas foram solicitados a absterem-se do consumo de simpaticomiméticos (cafeína ou estimulantes) e álcool no período de 24 horas antes de cada avaliação e consumirem apenas uma refeição leve nas duas horas que antecediam as avaliações. Além disso, foram solicitados a não fazerem uso de medicamentos anti-inflamatório e não realizarem treinamentos nos dias definidos como dias de descanso (sábado e domingo).

Protocolo do mesociclo de treinamento

Os atletas realizaram um mesociclo de treinamento com duração de quatro semanas, com cargas de treino individualizadas. As cargas de treino foram administradas duas semanas de treinamento ordinário, uma semana de choque e uma semana regenerativo, conforme a figura 2. A operacionalização da sobrecarga no volume (2º microciclo ordinário), foi feita de modo que os atletas que costumeiramente realizavam três sessões de treino semanais passaram a realizar cinco sessões semanais. Este grupo perfazia em média 35 Km por semana nas três sessões semanais, de modo que, passaram a fazer duas novas sessões, sendo um treino continuo e um treino intervalado conforme a tabela 1. Os atletas que realizavam cinco sessões semanais aumento em 30% o volume de cada uma das sessões. Eles realizam em média 50 Km por semana e passaram a fazer 65 Km nesta 2º microciclo.

No 3º microciclo, o aumento da carga externa de treino (na intensidade) foi feito de modo que nos treinos contínuos o pace (tempo de cada quilômetro) das corridas reduziu em 20%. Considerando que o treino era muito individualizado estes valores representam o exemplo mediano entre os atletas. Nas sessões de treinamento intervalado, o aumento na intensidade foi igualmente aplicado no tempo de cada tiro.

Tabela 1. Treinamento semanal

Segunda	Terça	Quarta	Quinta	Sexta	Sábado	Domingo
Intervalado	Continuo	Contínuo	Intervalado	Contínuo	Descanso	Descanso

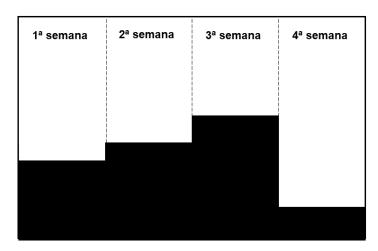


Figura 2. Mesociclo aplicado para avaliação das respostas crônicas a um mesociclo de treinamento

Avaliação da Variabilidade da Frequência Cardíaca (VFC)

Para o registro dos intervalos RR durante o mesociclo de treinamento, foi utilizado um *smartphone Android*® com o aplicativo HRV Expert by CardioMood® (CardioMood, Moscow, Rússia), onde os participantes foram instrumentados com uma cinta elástica com um transmissor *Bluetooth*® de frequência cardíaca (Polar H10, Polar Electro Oy, Kempele, Finlândia). O registro foi realizado na posição sentada durante o período de 5 minutos com respiração espontânea, e os voluntários foram instruídos a permanecerem quietos com os olhos abertos durante todo do registro.

As variáveis adotadas foram: FC, mean RR, SDNN, rMSSD, NN50, pNN50 no domínio do tempo, LF, LFnu, HF, HFnu, VLF, LF/HF no domínio da frequência e SD1, SD2, SD1/SD2 como índices não lineares. Adicionalmente, foram calculadas as variáveis: SS = 1000 × 1/SD2 que representa estresse e S/PS = a razão de SS e SD1 (SS/SD1), proposto para representar o balanço autonômico, calculados a partir dos índices não lineares (ORELLANA et al., 2015), além do SDNN / rMSSD proposto como sendo representativo do balanço autonômico (WANG; HUANG, 2012).

Análises bioquímicas

Foram coletados 10 mL de sangue venoso de cada voluntário. As amostras foram centrifugadas a 3000rpm por 10 minutos e o sobrenadante (soro ou plasma) transferido para microtubos e refrigerado a -20°C até as análises.

As concentrações plasmáticas de CK e LDH foram quantificadas em modo por meio do kit comercial CK-NAC e LDH *Liquiform* (Labtest, Minas Gerais, Brasil) seguindo as instruções do fabricante. Ambas absorbâncias foram obtidas no analisador automático *Labmax 240 Premium*, no comprimento de onda 340nm.

A concentração da molécula produto final da peroxidação lipídica, Malondialdeído (MDA), marcador do dano final do estresse oxidativo por refletir o dano oxidativo, foi medida por meio da reação do ácido tiobarbitúrico (TBARS), com os produtos de decomposição dos hidroperóxidos. O material foi lido em espectrofotômetro ultravioleta (Bioespectro, modelo SP 22, Brasil) a um comprimento de onda de 532nm, em temperatura ambiente.

Testes psicométricos

Os questionários foram aplicados pelo método assistido, em ambiente silencioso com temperatura controlada. Os atletas responderam a versão do questionário Perfil de Estados de Humor (POMS) adaptada da escala original (MCNAIR, LOOR e DOPLEMAN, 1971) para o português brasileiro (PELUSO, 2003) (ANEXO A). Este questionário é composto por 65 adjetivos divididos em seis dimensões – Tensão, Depressão, Raiva, Vigor, Fadiga e Confusão, onde o resultado da perturbação total de humor (PTH) pode ser obtido por meio da soma das cinco escalas de sinal negativo (Tensão+ Depressão + Raiva + Fadiga + Confusão) e subtração da escala de Vigor. O voluntário preencheu o questionário de acordo como se sentia naquele dia em relação aos 65 adjetivos os quais devem ser pontuados segundo uma escala tipo Likert de 5 pontos: "nada" (0), "um pouco" (1), "mais ou menos" (2), "bastante" (3) ou "extremamente" (4).

A versão do questionário RESTQ-Sport que foi utilizada foi traduzida e validada para a população brasileira (COSTA; SAMULSKI, 2005) (ANEXO C). Este questionário contém dezenove escalas (estresse geral, estresse emocional, estresse social, conflitos/pressão, fadiga, falta de energia, queixas somáticas, sucesso, recuperação social, recuperação física, bem-estar geral, qualidade de sono,

perturbações nos intervalos, exaustão emocional, lesões, estar em forma, aceitação pessoal, auto eficácia e autorregulação) sendo quatro perguntas em cada escala, totalizando 77 questões. O RESTQ-Sport avalia (quantitativamente através de uma escala Likert onde: (0) corresponde a nunca, (1) pouquíssimas vezes, (2) poucas vezes, (3) metade das vezes, (4) muitas vezes, (5) muitíssimas vezes e (6) sempre) eventos potencialmente estressantes e tranquilizantes nos últimos três dias/noites. A análise dos resultados foi realizada utilizando o programa próprio (*mart* RESTQ-Sport®) em plataforma *Windows*®, na qual foram calculados os valores médios de cada uma das 19 escalas do questionário.

Teste de desempenho

Para a avaliação do desempenho durante o mesociclo de treinamento, foram realizados 3 testes de corrida de 3200 metros: Basal (Av1OR1), após o microciclo de choque (Av1RG) e após o microciclo regenerativo (Av3RG).

Cada participante realizou três testes de corrida de 3200 metros em uma pista de atletismo oficial (400 metros). Os participantes foram instruídos a completarem os 3200 metros o mais rápido possível e iniciaram a corrida com um sinal dado pelo pesquisador. O tempo que o voluntário levou para percorrer os 3200 metros foi registrado pelo pesquisador por meio de um cronômetro manual e foi utilizado para o cálculo do VO_{2max} utilizando a equação abaixo (WELTMAN et al., 1987):

$$VO_{2max}$$
 $(ml. kg^{-1}. min^{-1}) = 118.4 - 4.774 x (T)$

Onde: T = tempo de realização do teste em minutos e fração decimal.

Análise Estatística

Os dados estão apresentados como média e desvio padrão. Inicialmente os dados foram testados quanto à normalidade e homogeneidade utilizando o teste de *Shapiro Wilk* e *Levene*, respectivamente. Foi realizada a transformação logarítmica dos dados que não foram paramétricos. Para a avaliação das respostas crônicas a um mesociclo de treinamento foi utilizado o teste *ANOVA* medidas repetidas. As variáveis foram testadas individualmente para verificar o quanto cada uma delas foi sensível as ondulações nas cagas de treino. Para isto foram

comparadas: segunda-feira com sexta-feira: para verificar as respostas às cargas de treino semanais; sexta-feira com sexta-feira: para verificar as respostas às cargas de treinos de cada microciclo; segunda-feira com segunda-feira: para verificar a recuperação ao final de cada microciclo.

Posteriormente, foi calculado Δ% utilizando a primeira avaliação (Av1OR1) como referência para verificar a variação das avaliações subsequentes. Esse resultado foi utilizado para verificar relações entre as variáveis explicativas e a VFC, por meio da correlação de *Pearson*. A magnitude da correlação foi avaliada com os seguintes limiares: <0,3 desprezível; >0,3 a 0,5 fraca; >0,5 a 0,7 moderada; >0,7 a 0,9 forte; >0,9 muito forte; 1.0 perfeita (MUKAKA, 2012). Os dados foram analisados utilizando o pacote estatístico *SPSS Statistics* (v. 25, IBM SPSS, Chicago, IL, USA) e o nível de significância adotado foi de p<0.05.

Resultados

Os atletas tinham idade entre 24 e 51 anos, eram praticantes de corrida há pelos menos três anos, e tinham um volume de treino entre 30 e 65 Km por semana, com frequência semanal entre três a cinco sessões. Os valores médios para cada uma destas características estão apresentados na tabela 2.

Tabela 2. Características dos atletas (n = 13)

Variáveis	
Idade (anos)	37,8±6,9
Altura (m)	1,66±0,05
Massa Corporal (kg)	65,9±10,3
Massa Gorda (%)	15,7±4,7
IMC (kg/m²)	23,5±2,7
VO2máx (ml/kg/min)	54,2±8,9
Tempo de treinamento na modalidade (anos)	3,9±0,86
Distância Semanal (km)	41,9±10,7

Dados estão expressos como média ± desvio padrão. IMC Índice de Massa Corporal.

O teste de capacidade aeróbia realizado nas segundas feiras (Inicial (Av1OR1), pós microciclo de choque (Av1RG) e após microciclo regenerativo (Av3RG)) revelou que os atletas apresentaram uma melhora da capacidade aeróbia da primeira para a segunda avaliação, sem diferença estatística (pós microciclo de choque). Após o microciclo regenerativo, foi observada nova evolução estatisticamente significativa nesta variável de 0,72ml/kg/min em relação à avaliação

anterior (p=0,049) e 1,72ml/kg/min em relação a avaliação inicial (p=0,017). Uma análise de sujeito simples mostrou que os atletas mantiveram valores muito similares ao longo dos três testes, nenhum atleta apresentou redução de pelo menos 5% e quatro apresentaram melhoras superiores a 5% (figura 3).

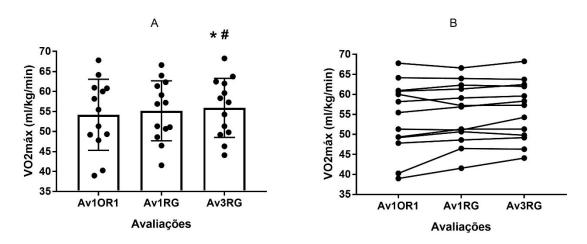


Figura 3. Capacidade aeróbia dos atletas no teste de 3200 metros realizado antes do primeiro microciclo do estudo e após os microciclos de choque e regenerativo (n = 13). * = diferença significativa em relação a avaliação anterior. # = diferença significativa em relação a avaliação inicial. Painel B refere-se à avaliação individual dos atletas. Anova para medidas repetidas (p<0,05).

Em relação as variáveis marcadoras de desgaste muscular, houve aumento significativo da CK sempre nas sextas feiras dos microciclos OR2 (Av2OR2), CH (Av2CH) e RG (Av2RG) em relação à avaliação inicial (Av1OR1). No entanto, os finais de semana sem treinamento foram capazes de promover redução significativa deste marcador (Av1CH, Av1GR e Av3RG) quando comparadas a avaliação anterior (sexta feira), como pode ser observado na figura 4. Nota-se nesta figura que, de fato, os valores mais elevados de CK e LDH ocorreram no final do microciclo ordinário 2 e choque, justamente onde foram aplicadas sobrecargas no volume e intensidade, respectivamente.

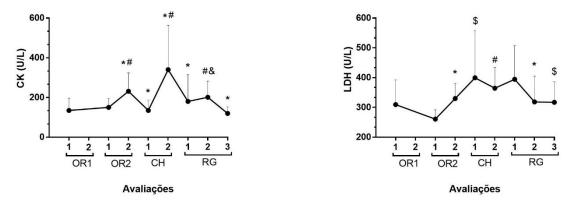


Figura 4. Comportamento das variáveis marcadoras de desgaste muscular durante mesociclo composto por microciclo ordinais (OR), choque (CH) e regenerativo (RG) (n = 13). * = diferença significativa em relação à avaliação anterior; # = diferença significativa em relação à avaliação inicial; \$ = diferença significativa em relação a segunda-feira anterior; & = diferença significativa em relação à sexta-feira anterior. Anova medidas repetidas (p<0,05).

As concentrações séricas do marcador de estresse oxidativo estão apresentados na figura 5. Aumentos significativos ocorreram na primeira avalição do microciclo de choque (Av1CH) em relação ao momento anterior, a avaliação inicial assim como, em relação à segunda feira anterior. Além disso, redução foi encontrada na primeira avaliação do microciclo regenerativo (Av1RG) em relação à segunda feira do microciclo de choque (Av1CH). Na segunda avaliação do microciclo regenerativo (Av2RG) encontrou-se elevada significativamente em relação a avaliação anterior.

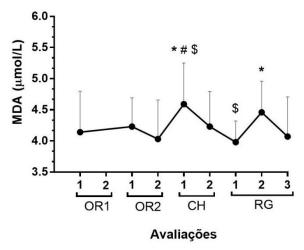


Figura 5. Comportamento do marcador de estresse oxidativo durante mesociclo composto por microciclo ordinais (OR), choque (CH) e regenerativo (RG) (n = 13). * = diferença significativa em relação à avaliação anterior; # = diferença significativa em relação à avaliação inicial; \$ = diferença significativa em relação a segunda-feira anterior. Anova medidas repetidas (p<0,05).

A percepção subjetiva de estresse e recuperação avaliada pelo questionário RESTQ-Sports está apresentada na figura 6. Embora a percepção subjetiva de fadiga dos atletas tenha aumentado da segunda para a sexta-feira na semana do microciclo de choque (Av2CH) esse aumento não foi estatisticamente significativo (p=0,062). No entanto, neste mesmo momento (Av2CH) a percepção de recuperação física e de bem-estar geral estava significativamente diminuída em relação ao início do microciclo de choque (Av1CH), e também quando comparado a avaliação inicial (Av1OR1). Além disso, a percepção de recuperação física estava significativamente reduzida no final do microciclo de choque (Av2CH) em relação ao final do microciclo ordinário 2 (Av2CH2).

Na sexta-feira da semana do microciclo regenerativo (Av2RG), após redução das cargas de treinamento, foi observada redução estatisticamente significativa das queixas somáticas em comparação com o a avaliação anterior (Av1RG), no entanto nenhuma diferença foi encontrada em relação a avaliação inicial (Av1OR1).

Em relação a última avaliação (Av3RG), a percepção de estar em forma estava significativamente elevada quando comparada ao início deste microciclo, além disso, as queixas somáticas estavam significativamente reduzidas neste mesmo momento (Av3RG).

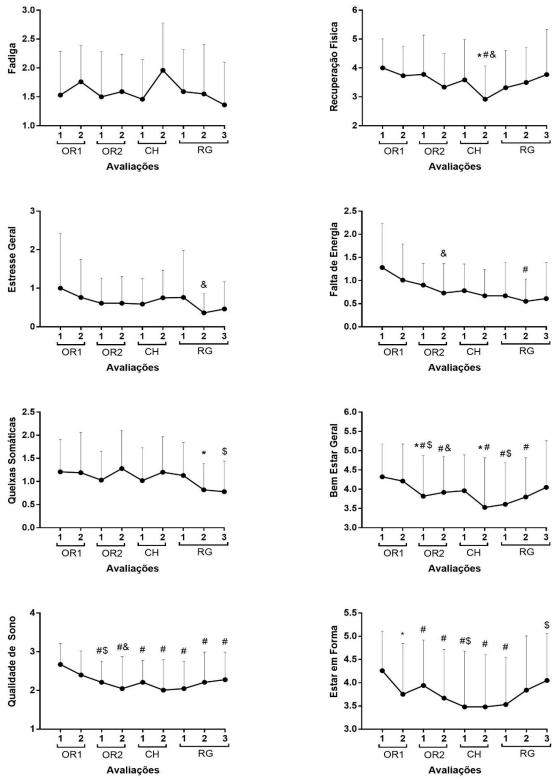


Figura 6. Percepção subjetiva dos atletas medida pelo questionário RESTQ-Sports durante mesociclo composto por microciclo ordinais (OR), choque (CH) e regenerativo (RG) (n = 13). * = diferença significativa em relação à avaliação anterior. # = diferença significativa em relação à avaliação inicial; \$ = diferença significativa em relação a segunda-feira anterior; & = diferença significativa em relação à sexta-feira anterior. Anova medidas repetidas (p<0,05).

Em relação as dimensões avaliadas pelo questionário POMS (figura 7), foram encontradas diferenças estatisticamente significativas na perturbação total de humor (PTH), com aumento no microciclo de choque (Av2CH) em relação a avaliação anterior e na dimensão tensão com redução na segunda feira após o segundo microciclo ordinário (Av1CH) em relação a avaliação anterior e em relação a avaliação inicial. A dimensão confusão apresentou uma redução significativa no final do microciclo de choque (Av2CH) mantendo-se reduzida até o início do microciclo regenerativo.

Embora as dimensões, fadiga e vigor tenham acompanhado a ondulação das cargas de treinamento nenhuma diferença foi encontrada em comparação com o momento anterior ou com o momento inicial. No entanto, após o microciclo de choque, na primeira avaliação do microciclo regenerativo (Av1RG) os atletas apresentaram sensação de fadiga significativamente aumentada em relação à segunda feira anterior (Av1CH) no entanto com as reduções das cargas de treinamento essa sensação foi reduzida significativamente ao final do microciclo regenerativo (Av3RG). Em relação a dimensão vigor, após aumento do volume de treinamento no microciclo ordinário 2, no início do microciclo de choque (Av1CH) esta dimensão encontrou-se significativamente reduzida em relação ao início do microciclo ordinário 2 (Av1OR2).

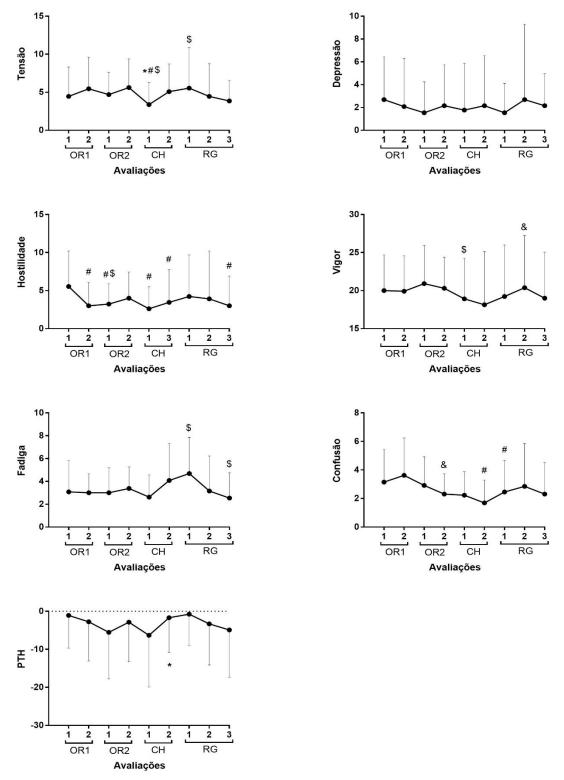


Figura 7. Comportamento das dimensões do questionário POMS durante mesociclo composto por microciclo ordinais (OR), choque (CH) e regenerativo (RG) (n = 13). * = diferença significativa em relação à avaliação anterior. # = diferença significativa em relação à avaliação inicial; \$ = diferença significativa em relação a segunda-feira anterior; & = diferença significativa em relação à sexta-feira anterior. Anova medidas repetidas (p<0,05).

O comportamento do sistema nervoso autonômico no domínio do tempo em respostas às ondulações que foram impostas nas cargas de treino nos microciclos ordinários, de choque e regenerativo está aprestando na figura 8. As análises no domínio do tempo revelaram uma redução significativa na sexta feira (Av2OR2) do índice RMSSD (redução parassimpática) à medida que o mesociclo foi evoluindo do primeiro para o segundo microciclo ordinário (aumento do volume) além de uma redução significativa no microciclo de choque, particularmente da segunda (Av1CH) para a sexta-feira (Av2CH), quando ocorreu o acúmulo das cargas de treino nos atletas.

A propósito, o microciclo de choque foi o único em que se percebeu uma redução do RMSSD entre a segunda e sexta-feira. Embora a sexta feira do microciclo de choque (Av2CH) tenha sido a que mostrou o menor valor de RMSSD, o final de semana seguinte (Av1RG) pareceu ter promovido efeito regenerativo, uma vez que o RMSSD indicou plena recuperação parassimpática, na segunda (Av1RG) e sexta-feira (Av2RG) posterior, com aumento significativo dessa variável. Esse mesmo comportamento (redução no final do microciclo de choque (Av2CH) e aumento após o final de semana (Av1RG)) pode ser observado no percentual de intervalos RR que diferiram em mais de 50ms do adjacente (pNN50).

No índice SDNN ocorreu um aumento significativo na segunda feira após o microciclo de choque (Av1RG) em comparação à avaliação anterior e também em relação a segunda feira anterior (Av1CH). Quando comparadas ao momento inicial (Av1OR1), diferença estatisticamente significativa apenas a frequência cardíaca e na média dos intervalos RR nas segundas feiras após o segundo microciclo ordinário (Av1CH) e no início do microciclo regenerativo (Av1RG) e (Av2RG).

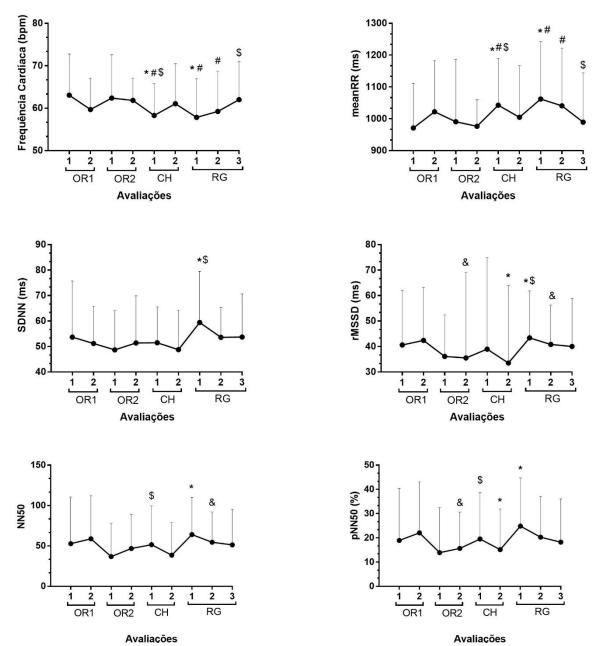


Figura 8. Comportamento dos índices da VFC no domínio do tempo durante mesociclo composto por microciclo ordinais (OR), choque (CH) e regenerativo (RG) (n = 13). * = diferença significativa em relação à avaliação anterior; # = diferença significativa em relação à avaliação inicial; \$ = diferença significativa em relação a segunda-feira anterior; & = diferença significativa em relação à sexta-feira anterior. Anova medidas repetidas (p<0,05).

Quanto às variáveis do domínio da frequência (figura 9), foram encontradas redução estatisticamente significativas na variável proposta como marcadora indireta de atividade parassimpática (HF) no microciclo de choque da segunda (Av1CH) para sexta feira (Av2CH). No entanto, o final de semana foi capaz

de promover recuperação da atividade parassimpática com aumento significativo dessa variável na primeira avaliação do microciclo regenerativo (Av1RG) quando comparada com a avaliação anterior (Av2CH) e com a segunda feira anterior (Av1CH). Quando comparados à avaliação inicial, nenhuma diferença estatisticamente significativa foi encontrada, apenas LF estava significativamente elevada ao final do microciclo regenerativo (Av2RG) e (Av3RG).

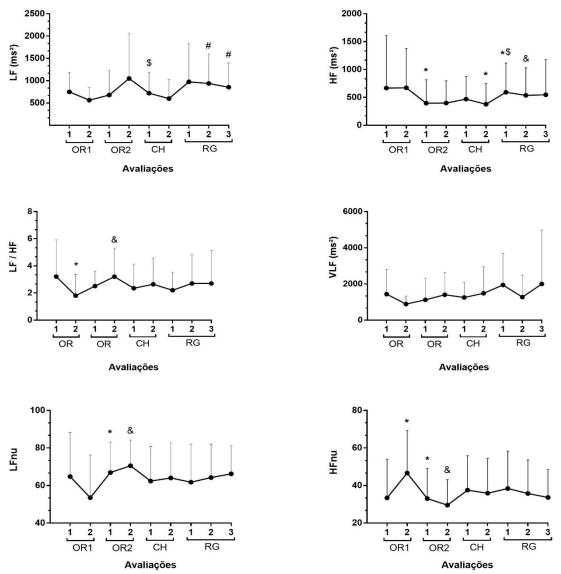


Figura 9. Comportamento dos índices da VFC no domínio da frequência durante mesociclo composto por microciclo ordinais (OR), choque (CH) e regenerativo (RE) (n = 13). * = diferença significativa em relação à avaliação anterior; \$ = diferença significativa em relação a segunda-feira anterior; & = diferença significativa em relação à sexta-feira anterior. Anova medidas repetidas (p<0,05)

O comportamento das variáveis não lineares está apresentado na figura 10. Enquanto SD1 apresentou aumento estatisticamente significativo na primeira avaliação do microciclo regenerativo (Av1RG) em comparação ao momento anterior, esse aumento foi apenas descritivo para SD2 (p=0,067). No entanto, para SD2, quando comparado a segunda-feira (Av1CH) anterior houve aumento significativo (Av1RG). Além disso, nenhuma diferença estatisticamente significativa foi encontrada em relação a avaliação inicial.

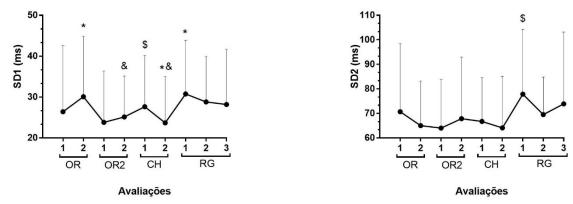


Figura 10. Comportamento dos índices não lineares da VFC durante mesociclo composto por microciclo ordinais (OR), choque (CH) e regenerativo (RE) (n = 13). * = diferença significativa em relação à avaliação anterior; \$ = diferença significativa em relação a segunda-feira anterior; & = diferença significativa em relação à sexta-feira anterior. Anova medidas repetidas (p<0,05).

Os índices propostos como sendo representativos do balanço autonômico e estresse estão apresentados na figura 11. Redução estatisticamente significativa foi encontrada na variável proposta como representativa do balanço autonômico (S/PS) na segunda-feira (Av1RG) e sexta-feira (Av2RG) do microciclo regenerativo em comparação com o final do microciclo de choque (Av2CH). Embora a variável estresse tenha seguido esse mesmo comportamento, essa redução foi apenas descritiva (p=0,080). Outra variável proposta como representativa do balanço autonômico (SDNN / RMSSD) apresentou redução estatisticamente significativa na segunda avaliação do microciclo regenerativo (sexta-feira) (Av2RG) em relação à sexta-feira final do microciclo de choque (Av2CH). O índice SD1 / SD2 seguiu o mesmo comportamento de SDNN / rMSSD, além disso, apresentou redução significativa na Av2OR1 em comparação com o momento inicial (Av1OR1).

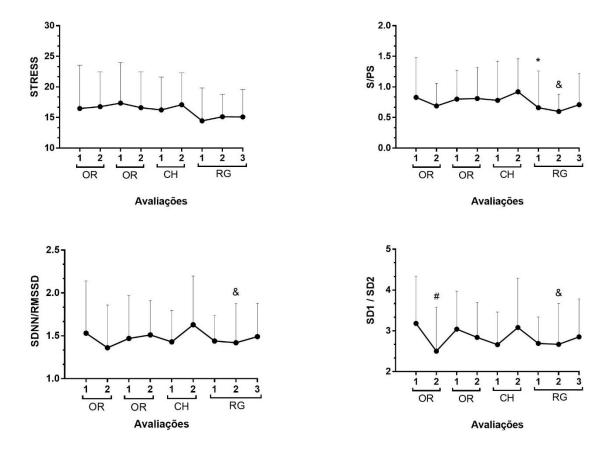


Figura 11. Comportamento dos índices propostos como sendo representativos do balanço autonômico e estresse durante mesociclo composto por microciclo ordinais (OR), choque (CH) e regenerativo (RG) (n = 13). * = diferença significativa em relação à avaliação anterior; # = diferença significativa em relação à avaliação inicial; & = diferença significativa em relação à sexta-feira anterior. Anova medidas repetidas (p<0,05).

A tabela 3 apresenta as variáveis utilizadas no estudo que apresentaram sensibilidade às ondulações nas cargas de treinamento, em relação à avaliação inicial (Av1OR1) e em relação ao microciclo anterior comparando os finais dos microciclos (sextas-feiras).

Tabela 3. Variáveis sensíveis as ondulações das cargas de treinamento (sexta vs sexta)

	Em relação ao início	Em relação ao micro anterior
OR2		rMSSD, pNN50, LFnu, HFnu, LF / HF, SD1
СН		SD1
RG		rMSSD, NN50, HF, SDNN / RMSSD, S / PS

OR2 = microciclo ordinário 2; CH = microciclo de choque; RG = microciclo regenerativo.

Considerando que foram encontradas alterações significativas provocadas pelas ondulações das cargas de treino em relação ao valor inicial, mas também em relação ao valor do microciclo anterior àquela avaliação, os testes de correlação foram feitos considerando o delta variação dos índices da VFC com as variáveis selecionadas que mostraram sensibilidade.

A figura 12 mostra a relação entre o delta variação das variáveis rMSSD, pNN50 e LF / HF com os marcadores de desgaste muscular e estresse oxidativo. Associações negativas moderadas foram encontradas entre rMSSD e LDH seguindo a hipótese teórica, nos microciclos ordinário 2 (Av1OR2 e Av2OR2) e regenerativo (Av1RG e Av2RG). Além disso, relações positivas foram encontradas entre LF / HF e CK no microciclo regenerativo (Av2RG) (r = 0,64; p = 0,01) e com LDH no microciclo ordinário 2 (Av2OR2) (r = 0,74; p = 0,00).

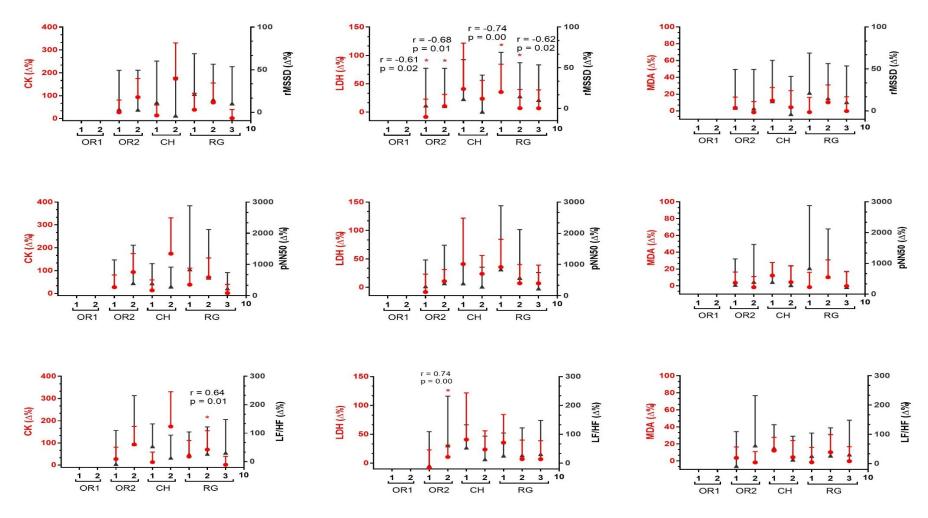


Figura 12. Correlação entre Δ % dos índices da variabilidade da frequência cardíaca (rMSSD, pNN50 e LF/HF) e Δ % dos marcadores bioquímicos de desgaste muscular e estresse oxidativo durante mesociclo com ondulações nas cargas de treinamento (n = 13). Correlação de Pearson (p<0,05).

As relações encontradas entre as variáveis psicométricas e os índices da VFC estão apresentadas na tabela 2. Relações moderadas positivas foram encontradas entre o índice parassimpático rMSSD e a escala estar em forma do RESTQ-Sport ao final do microciclo de choque (AV2CH). Enquanto isso, a variável LF / HF se correlacionou negativamente de forma moderada com a escala estar em forma e bem-estar geral do RESTQ-Sport ao final do microciclo de choque (Av2CH). Além disso, se relacionou de forma moderada com estar em forma também ao final do microciclo ordinário 2. Além disso, outras correlações foram encontradas, no entanto, foram contra a hipótese teórica.

Tabela 2. Relações entre variáveis psicométricas e índices da variabilidade da frequência cardíaca. (n = 13)

	Av1OR2	Av2OR2	Av1CH	Av2CH	Av1RG	Av2RG	Av3RG
Estar em		LF/HF		RMSSD			
forma		r = -0.60		r = 0.55			
		p = 0.030		p = 0.04			
		•		LF/HF			
				r = -0.61			
				p = 0.02			
				•			
Bem-estar		RMSSD		LF / HF			
Geral		r = -0.57		r = -0.62			
		p = 0.04		p = 0.02			
Recuperação	HFnu			•		HFnu	
física	r = -0.57					r = -0.70	
	p = 0.04					p = 0.00	
PTH				LF/HF		, ,,,,,	
				r = -0.75			
				p = 0.00			

PTH = Perturbação Total de humor. Correlação de Pearson.

O resumo das correlações encontradas entre os índices da VFC e variáveis bioquímicas e psicométricas está apresentado na figura 13.

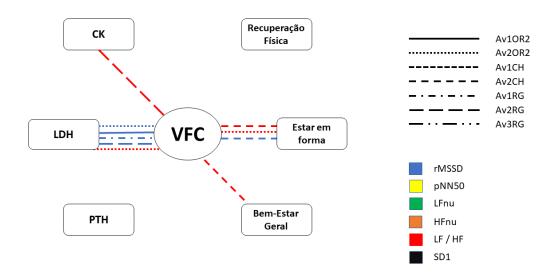


Figura 13. Resumo das correlações encontradas entre os marcadores bioquímicos e psicométricos com os índices da VFC que foram sensíveis as ondulações das cargas de treinamento.

Discussão

O aumento de CK e LDH no choque, seguido de redução após o microciclo regenerativo serviu de indicação de que o aumento das cargas de treino propostos levaram desgaste muscular local, seguido de regeneração. De fato, a CK utilizada como um confiável marcador de desgaste muscular (HECKSTEDEN et al., 2016; PARK et al., 2015). Enquanto isso, MDA não se alterou ao longo do mesociclo. A explicação para esse comportamento, é que tem sido proposto que o estresse oxidativo se mostra aumentado somente em condições de desgaste crônico, como em casos de overtraining (TANSKANEN; ATALAY; UUSITALO, 2010). O questionário RESTQ-Sport acompanhou as alterações bioquímicas, precisamente nas escalas recuperação física, estar em forma e bemestar geral. No entanto, as dimensões do questionário POMS não acompanharam as repostas bioquímicas do mesmo modo. De fato, a literatura prévia indica que o questionário RESTQ-Sport é sensível no controle das cargas internas de treinamento (SAW et al., 2017). Tomados estes parâmetros em conjunto, foi adotado a premissa de que as cargas de treino foram suficientes para promover o desgaste (microciclo de choque) e recuperação (microciclo regenerativo).

Apesar de mostrarem fadiga no microciclo de choque, ocorreu melhora da capacidade aeróbia. A explicação para isto é que os atletas, sendo recreacionais, tinham uma carga de treino baixa comparada a atletas de alto nível. Então, pode ter ocorrido que os atletas apresentam uma grande "janela de treinabilidade", de modo que mesmo fadigados, apresentaram melhoria do desempenho. Esta suposição é confirmada pelo fato de que após o microciclo regenerativo, os atletas, mais descansados apresentaram uma melhora adicional do teste de capacidade aeróbia.

Em síntese, o aumento nas cargas de treino nos microciclos ordinário 2 e choque promoveu desgaste em nível muscular, embora sem perturbações sistêmicas, pelo menos do ponto de vista do estresse oxidativo. Ato contínuo, o microciclo regenerativo resultou na recuperação. Desse modo, a partir desses resultados, nós obtivemos suporte suficiente para verificar a sensibilidade da VFC para ondulação das cargas internas de treinamento dos atletas. Sendo assim, esperou-se então que ao final do microciclo de choque, os índices parassimpáticos estivessem reduzidos e os índices que têm sido sugeridos como medida da

atividade simpática estivessem aumentados. Por dedução lógica, esperou-se que o microciclo regenerativo invertesse esse quadro, com aumento dos índices parassimpáticos e redução dos índices simpáticos.

Esta expectativa foi confirmada, na medida em que o aumento das cargas externas de treinamento (volume e intensidade) promoveu redução significativa dos índices representantes do sistema nervoso parassimpático (rMSSD e pNN50) no domínio do tempo e SD1 nas variáveis não lineares. Enquanto isso, no domínio da frequência, apenas HF, considerado um marcador de atividade parassimpática, apresentou redução significativa ao final do microciclo de choque. No microciclo regenerativo, a redução das cargas de treinamento promoveu recuperação parassimpática representado pelos aumentos significativo dos índices rMSSD, pNN50, HF e SD1. Desse modo, a atividade nervosa autonômica foi capaz de responder pelo estado fisiológico em reposta as ondulações das cargas de treino adotada no nosso protocolo.

Por outro lado, as variáveis SDNN, NN50, mean RR no domínio do tempo, os índices no domínio da frequência LF, LFnu, HFnu, VLF e o balanço LF / HF, os índices não lineares SD2 e SD1/SD2, além de variáveis propostas como marcadora de stress, balanço autonômico S/PS, SDNN / rMSSD não acompanharam as flutuações nas cargas de treino.

Enquanto isso, (FLATT; HORNIKEL; ESCO, 2016) mostrou moderada redução em rMSSD com o aumento das cargas de treinamento e retornou aos valores basais no período de redução das cargas de treinamento. Além disso, (WEIPPERT et al., 2010) encontrou redução do rMSSD após 4 dias de intensificação de treinamento e essa redução se correlacionou com o marcador de desgaste muscular CK. Entretanto, os protocolos utilizados nestes estudos não permitem comparação, pois utilizaram a VFC para monitoração das cargas internas, mas não com o objetivo de testar sua sensibilidade. Em nosso estudo, as cargas de treinamento foram programadas/aplicadas intencionalmente e sistematicamente e monitoradas por marcadores de desgaste muscular, estresse oxidativo, psicométricos e de desempenho, que são bastante utilizados na literatura para o controle das cargas de treinamento.

Estudos prévios mostraram que atletas tem aumento parassimpático à medida que evoluem nos efeitos adaptativos ao treinamento (PLEWS et al., 2013). De fato, estudos que utilizaram a VFC em resposta ao treinamento de atletas verificaram que o aumento nos índices parassimpáticos cardíacos da VFC mostraram associação com aumentos na aptidão física ou no desempenho (BUCHHEIT et al., 2012; LEE; WOOD; WELSCH, 2003). Por outro lado, redução parassimpática foi demonstrado em atletas com overreaching não funcional ou síndrome do overtraining (HYNYNEN et al., 2006; UUSITALO; UUSITALO; RUSKO, 2000).

De fato, estudo prévios mostraram que o desbalanço autonômico é apenas mais uma perturbação promovida pelo overtraining que se soma a disfunção neuroimunoendócrina que caracteriza este estado fisiológico de atletas (SMITH, 2000). Enquanto isso, nosso estudo mostrou que a atividade parassimpática é bem mais sensível, pois além de detectar sinais de overtraining (dados dos autores prévios) é sensível o suficiente para detectar flutuações nas cargas externas de treino, mesmo sem que os atletas estejam sofrendo de overreaching ou overtraining).

Atualmente, o rMSSD tem sido o índice mais adotado nos estudos. A justificativa encontrada é o fácil acesso, o curto período de tempo para registro, baixa sensibilidade aos padrões respiratórios e pode ser interpretado mais facilmente (BUCHHEIT, 2014; SABOUL; PIALOUX; HAUTIER, 2013). Desse modo, nosso estudo confirmou esta variável como adequada para acompanhar as flutuações nas cargas de treino ao longo de um mesociclo.

Aplicativos previamente validados para o registro da VFC utilizam apenas o rMSSD, o que é bem amparado nos estudos prévios e também no presente estudo. Entretanto, nosso estudo mostrou que outras variáveis além do rMSSD (pNN50, HF, SD1), também se mostraram sensíveis às ondulações das cargas de treino. Diferentemente da maioria dos aplicativos, o que foi utilizado no presente estudo é um dos poucos que apresenta todas as variáveis, tanto no domínio do tempo quanto da frequência, o que pode levar usuários a adotar medidas não baseadas cientificamente para avaliar atletas, apresenta todas essas variáveis. Portanto, a partir dos dados deste estudo, foi possível estabelecer melhor quais

variáveis, além do rMSSD podem ser consideradas adequadas na análise das cargas internas de treinamento.

O presente estudo ainda teve outro diferencial, que foi comparar as medidas da VFC com indicadores clássicos de controle de cargas internas de treino (CK, LDH, MDA e testes psicométricos). As associações encontradas entre o índice parassimpático rMSSD no domínio do tempo e os marcadores de desgaste muscular seguiram a hipótese teórica, com associações negativas com o marcador LDH. Enquanto isso, no domínio da frequência, a razão LF/HF comumente utilizada como balanço autonômico (LEHMANN et al., 1998; TASK FORCE, 1996) também foi utilizada nessas correlações. Este índice, no entanto, se associou positivamente em apenas um momento tanto com CK (na segunda avaliação do microciclo regenerativo) quanto com LDH (ao final do microciclo ordinário 2). Quando associado com os questionários psicométricos, associações negativas foram encontradas com duas escalas do RESTQ-Sport: a percepção de estar em forma em dois momentos (ao final do microciclo ordinário 2 e do microciclo de choque) e a sensação de bem-estar geral. No questionário POMS esse índice se associou de forma negativa com a Perturbação Total de Humor (PTH).

As correlações encontradas foram pouco consistentes e aconteceram apenas com LDH. Embora CK é a variável mais aceita e utilizada costuma variar muito facilmente, de modo que, qualquer exercício e ou até mesmo aplicações intravenosas podem modificar seus níveis séricos. Enquanto isso, em vários estudos agudos e crônicos (LIPPI et al., 2008, 2011; PADILHAS et al., 2018; ŽÁKOVSKÁ et al., 2017), a LDH se mostra mais resistente, permanecendo estável, ao mesmo tempo que, a CK altera-se. No presente estudo a LDH pareceu ser mais adequada, por causa da baixa flutuação às cargas agudas, ao mesmo tempo em que se mostrou logicamente responsiva aos efeitos do conjunto das sessões que compuseram cada microciclo.

Mesmo considerando a LDH como a variável mais adequada para este estudo, somente rMSSD se correlacionou com esta variável. Entretanto, não podemos descartar pNN50, HF e SD1, pelo fato de que nenhuma das variáveis bioquímica é considerada padrão ouro para monitoração do estado fisiológico. Sendo assim nosso estudo confirma o índice rMSSD, a qual tem sido a variável,

mais aceita. Entretanto, não descarta a pNN50, HF e SD1, porque não se correlacionaram com LDH, mas apresentaram comportamento lógico em relação as ondulações das cargas de treino. Ou seja, neste estudo nós consideramos que tanto a correlação quanto a resposta às ondulações nas cargas externas são critérios adequados para avaliar a sensibilidade da VFC.

Diante disso, a VFC vem somar ao rol de ferramentas utilizadas para monitoração das cargas internas de treinamento. No entanto, os treinadores e atletas devem seguir as recomendações disponíveis na literatura atual, de que a monitoração deve ser realizada em combinação com outros marcadores, pelo fato de que não existe uma variável única que seja capaz de oferecer todas informações que são necessárias para o controle das cargas de treinamento. Portanto, a avaliação das mudanças em todos os marcadores é necessária para tomar a decisão correta.

A decisão de usar uma determinada medida deve basear-se na sensibilidade do marcador às mudanças nas cargas de treinamento e nas restrições práticas necessárias para as medições. Em nosso estudo as variáveis indicadoras de atividade simpática rMSSD, pNN50 no domínio do tempo, HF no domínio da frequência e SD1 nas variáveis não lineares, se mostraram sensíveis as ondulações das cargas de treinamento. O principal interesse das medidas da VFC é que elas não são invasivas, não são caras, são eficientes em termos de tempo e podem ser aplicadas rotineiramente e simultaneamente em um grande número de atletas, além disso, se mostrou sensível as cargas de treinamento.

Conclusão

A redução parassimpática em repouso demonstrada pelo rMSSD, pNN50, SD1 e pelo HF sugerem que estas medidas vagais relacionadas à VFC podem ser marcadores sensíveis para detectar e monitorar as ondulações das cargas de treinamento em atletas recreacionais.

REFERÊNCIAS

BELLENGER, C. R. et al. Monitoring Athletic Training Status Through Autonomic Heart Rate Regulation: A Systematic Review and Meta-Analysis. **Sports Medicine**, v. 46, n. 10, p. 1–26, 2016.

BOURDON, P. C. et al. Monitoring Athlete Training Loads: Consensus Statement. **International Journal of Sports Physiology and Performance**, v. 12, n. Suppl 2, p. S2-161-S2-170, 2017.

BUCHHEIT, M. et al. Monitoring changes in physical performance with heart rate measures in young soccer players. **European Journal of Applied Physiology**, v. 112, n. 2, p. 711–723, 2012.

BUCHHEIT, M. Monitoring training status with HR measures: Do all roads lead to Rome? **Frontiers in Physiology**, v. 5 FEB, n. February, p. 1–19, 2014.

BUCHHEIT, M. Sensitivity of Monthly Heart Rate and Psychometric Measures for Monitoring Physical Performance in Highly Trained Young Handball Players.

International Journal of Sports Medicine, v. 36, n. 5, p. 351–356, 2015.

CARFAGNO, D. G.; HENDRIX, J. C. Overtraining syndrome in the athlete: current clinical practice. **Current sports medicine reports**, v. 13, n. 1, p. 45–51, 2014.

COSTA, L.; SAMULSKI, D. Processo de validação do questionário de estresse e recuperação para atletas (RESTQ-Sport) na língua portuguesa. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**, v. 13, n. 1, p. 79–86, 2005.

COUTTS, A. J.; WALLACE, L. K.; SLATTERY, K. M. Monitoring changes in performance, physiology, biochemistry, and psychology during overreaching and recovery in triathletes. **International Journal of Sports Medicine**, v. 28, n. 2, p. 125–134, 2007.

ELLOUMI, M. et al. Monitoring training load and fatigue in rugby sevens players. **Asian Journal of Sports Medicine**, v. 3, n. 3, p. 175–184, 2012.

FLATT, A. A.; HORNIKEL, B.; ESCO, M. R. Heart rate variability and psychometric responses to overload and tapering in collegiate sprint-swimmers. **Journal of**

Science and Medicine in Sport, n. November, 2016.

FLATT, A.; ESCO, M. Evaluating Individual Training Adaptation With Smartphone-Derived Heart Rate Variability in a Collegiate Female Soccer Team. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 30, n. 2, p. 378–385, 2016.

HALSON, S. L. Monitoring Training Load to Understand Fatigue in Athletes. **Sports Medicine**, v. 44, n. S2, p. 139–147, 9 nov. 2014.

HECKSTEDEN, A. et al. Blood-Borne Markers of Fatigue in Competitive Athletes – Results from Simulated Training Camps. p. 1–13, 2016.

HYNYNEN, E. et al. Heart rate variability during night sleep and after awakening in overtrained athletes. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 38, n. 2, p. 313–317, 2006.

KIVINIEMI, A. M. et al. Altered relationship between R-R interval and R-R interval variability in endurance athletes with overtraining syndrome. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 24, n. 2, p. 77–85, 2014.

LEE, C. M.; WOOD, R. H.; WELSCH, M. A. Influence of Short-Term Endurance Exercise Training on Heart Rate Variability. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 35, n. 6, p. 961–969, 2003.

LEHMANN, M. et al. Autonomic imbalance hypothesis and overtraining syndrome. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 30, n. 7, p. 1140–1145, 1998.

LETI, T.; BRICOUT, V. A. Interest of analyses of heart rate variability in the prevention of fatigue states in senior runners. **Autonomic Neuroscience: Basic and Clinical**, v. 173, n. 1–2, p. 14–21, 2013.

LIPPI, G. et al. Acute variation of biochemical markers of muscle damage following a 21-km, half-marathon run. **Scandinavian journal of clinical and laboratory investigation**, v. 68, n. 7, p. 667–672, 2008.

LIPPI, G. et al. Significant variation of traditional markers of liver injury after a half-marathon run. **European Journal of Internal Medicine**, v. 22, n. 5, p. 36–38, 2011.

MEEUSEN, R. et al. Prevention, diagnosis, and treatment of the overtraining syndrome: Joint consensus statement of the european college of sport science and the American College of Sports Medicine. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 45, n. 1, p. 186–205, 2013.

MOLLET, R.; MILITAIRE, C. INTERNATIONAL DU SPORT. **L'Entrainement total**. [s.l.] R. Mollet, 1960.

MUKAKA, M. M. Statistics Corner: A guide to appropriate use of Correlation coefficient in medical research. **Malawi Medical Journal**, v. 24, n. September, p. 69–71, 2012.

ORELLANA, J. N. et al. Two new indexes for the assessment of autonomic balance in elite soccer players. **International Journal of Sports Physiology and Performance**, v. 10, n. 4, p. 452–457, 2015.

PADILHAS, O. P. et al. Inter Season Physiological Control of the Brazilian Beach Handball Team. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 24, n. 6, p. 436–439, 2018.

PARK, S. et al. Low Intensity Resistance Exercise Training with Blood Flow Restriction: Insight into Cardiovascular Function, and Skeletal Muscle Hypertrophy in Humans. **Korean Journal of Physiology & Pharmacology**, v. 19, p. 191–196, 2015.

PELUSO, M. A. M. **Alterações de humor associadas a atividade física intensa**. [s.l: s.n.].

PLEWS, D. J. et al. Training adaptation and heart rate variability in elite endurance athletes: Opening the door to effective monitoring. **Sports Medicine**, v. 43, n. 9, p. 773–781, 2013.

SABOUL, D.; PIALOUX, V.; HAUTIER, C. The impact of breathing on HRV measurements: implications for the longitudinal follow-up of athletes. **European journal of sport science**, v. 13, n. 5, p. 534–542, 2013.

SAW, A. E. et al. Athlete self-report measures in research and practice:

Considerations for the discerning reader and fastidious practitioner. **International Journal of Sports Physiology and Performance**, v. 12, p. 127–135, 2017.

SCHMITT, L. et al. Fatigue Shifts and Scatters Heart Rate Variability in Elite Endurance Athletes. **PLoS ONE**, v. 8, n. 8, 2013.

SCHMITT, L. et al. Typology of Fatigue by Heart Rate Variability Analysis in Elite Nordic-skiers. **International Journal of Sports Medicine**, v. 36, n. 12, p. 999–1007, 2015.

SMITH, L. L. Cytokine hypothesis of overtraining: a physiological adaptation to excessive stress? **Medicine and science in sports and exercise**, v. 32, n. 2, p. 317–31, 2000.

TANSKANEN, M.; ATALAY, M.; UUSITALO, A. Altered oxidative stress in overtrained athletes. **Journal of sports sciences**, v. 28, n. 3, p. 309–317, 2010.

TASK FORCE. Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. **Eur. Heart J.**, v. 17, p. 354–381, 1996.

UUSITALO; UUSITALO; RUSKO. Heart Rate and Blood Pressure Variability During Heavy Training and Overtraining in the Female Athlete. **International Journal of Sports Medicine**, v. 21, n. 1, p. 45–53, jan. 2000.

VESTERINEN, V. et al. Heart rate variability in prediction of individual adaptation to endurance training in recreational endurance runners. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 23, n. 2, p. 171–180, 2013.

WANG, H. M.; HUANG, S. C. SDNN/RMSSD as a surrogate for LF/HF: A revised investigation. **Modelling and Simulation in Engineering**, v. 2012, 2012.

WEIPPERT, M. et al. Comparison of three mobile devices for measuring R-R intervals and heart rate variability: Polar S810i, Suunto t6 and an ambulatory ECG system. **European Journal of Applied Physiology**, v. 109, n. 4, p. 779–786, 2010.

WELTMAN, A. et al. Prediction of lactate threshold and fixed blood lactate

concentrations from 3200 meter running performance in male runners. **Journal of Applied Physiology**, v. 8, p. 401–406, 1987.

ŽÁKOVSKÁ, A. et al. The Effect of a 100-km Ultra-Marathon under Freezing Conditions on Selected Immunological and Hematological Parameters. **Frontiers in Physiology**, v. 8, n. September, p. 1–9, 2017.

REFERÊNCIAS

ACHTEN, J.; JEUKENDRUP, A. E. Heart rate monitoring: applications and limitations. **Sports medicine (Auckland, N.Z.)**, v. 33, n. 7, p. 517–538, 2003.

ALMEIDA, H. F. R. DE; ALMEIDA, D. C. M. DE; GOMES, A. C. UMA ÓTICA EVOLUTIVA DO TREINAMENTO DESPORTIVO ATRAVÉS DA HISTÓRIA. **Revista de Treinamento Desportivo**, p. 40–52, 2001.

BELLENGER, C. R. et al. Monitoring Athletic Training Status Through Autonomic Heart Rate Regulation: A Systematic Review and Meta-Analysis. **Sports Medicine**, v. 46, n. 10, p. 1–26, 2016.

BILLMAN, G. E. The LF/HF ratio does not accurately measure cardiac sympathovagal balance. **Frontiers in Physiology**, v. 4 FEB, n. February, p. 1–5, 2013.

BOLLER, O. I. S.; SWAAB, D. F. Autonomic Nervous System. [s.l: s.n.]. v. 117

BOOS, C. J. et al. A comparison of two methods of heart rate variability assessment at high altitude. **Clinical Physiology and Functional Imaging**, p. n/a-n/a, 2016.

BOURDON, P. C. et al. Monitoring Athlete Training Loads: Consensus Statement. **International Journal of Sports Physiology and Performance**, v. 12, n. Suppl 2, p. S2-161-S2-170, 2017.

BRANCACCIO, P.; LIMONGELLI, F. M.; MAFFULLI, N. Monitoring of serum enzymes in sport. **British journal of sports medicine**, v. 40, n. 2, p. 96–97, 2006.

BRANCACCIO, P.; MAFFULLI, N.; LIMONGELLI, F. M. Creatine kinase monitoring in sport medicine. **British Medical Bulletin**, v. 81–82, n. 1, p. 209–230, 2007.

BRENNAN, M.; PALANISWAMI, M.; KAMEN, P. Poincaré plot interpretation using a physiological model of HRV based on a network of oscillators. **American Journal of Physiology** - **Heart and Circulatory Physiology**, v. 283, n. 5, p. H1873–H1886, 2002.

BUCHHEIT, M. Monitoring training status with HR measures: Do all roads lead to Rome? **Frontiers in Physiology**, v. 5 FEB, n. February, p. 1–19, 2014.

CARFAGNO, D. G.; HENDRIX, J. C. Overtraining syndrome in the athlete: current clinical practice. **Current sports medicine reports**, v. 13, n. 1, p. 45–51, 2014.

CASSIRAME, J. et al. L'utilisation d'un nouveau système d'enregistrement de fréquence cardiaque battement à battement pour l'analyse traditionnelle de variabilité de fréquence cardiaque. **Science & Sports**, v. 22, n. 5, p. 238–242, 2007.

CHALENCON, S. et al. A Model for the Training Effects in Swimming Demonstrates a Strong Relationship between Parasympathetic Activity, Performance and Index of Fatigue. **PLoS ONE**, v. 7, n. 12, p. 1–10, 2012.

- COUTTS, A. J.; SLATTERY, K. M.; WALLACE, L. K. Practical tests for monitoring performance, fatigue and recovery in triathletes. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 10, n. 6, p. 372–381, 2007.
- DRAGHICI, A. E.; TAYLOR, J. A. The physiological basis and measurement of heart rate variability in humans. **Journal of Physiological Anthropology**, v. 35, n. 1, p. 22, 2016.
- ELOSUA, R. et al. Response of oxidative stress biomarkers to a 16-week aerobic physical activity program, and to acute physical activity, in healthy young men and women. **Atherosclerosis**, v. 167, n. 2, p. 327–334, 2003.
- ERNST, G. Heart-Rate Variability—More than Heart Beats? **Frontiers in Public Health**, v. 5, n. September, p. 1–12, 2017.
- ESCO, M. R.; FLATT, A. A.; NAKAMURA, F. Y. Agreement between a smart-phone pulse sensor application and ECG for determining lnRMSSD. **Journal of Strength and Conditioning Research**, p. 1, 2016.
- FLATT, A. A.; ESCO, M. R. Endurance performance relates to resting heart rate and its variability: A case study of a collegiate male cross-country athlete. **Journal of Australian Strength and Conditioning**, v. 22, n. 6, p. 39–45, 2014.
- FLATT, A. A.; HORNIKEL, B.; ESCO, M. R. Heart rate variability and psychometric responses to overload and tapering in collegiate sprint-swimmers. **Journal of Science and Medicine in Sport**, n. November, 2016.
- FLATT, A.; ESCO, M. Validity of the ithlete[™] Smart Phone Application for Determining Ultra-Short-Term Heart Rate Variability. **Journal of human kinetics**, v. 39, n. December, p. 85–92, 2013.
- FLATT, A.; ESCO, M. Evaluating Individual Training Adaptation With Smartphone-Derived Heart Rate Variability in a Collegiate Female Soccer Team. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 30, n. 2, p. 378–385, 2016.
- FOSTER, C.; RODRIGUEZ-MARROYO, J. A.; DE KONING, J. J. Monitoring Training Loads: The Past, the Present, and the Future. **International Journal of Sports Physiology and Performance**, v. 12, n. Suppl 2, p. S2-2-S2-8, abr. 2017.
- FRANÇA, S. C. A. et al. Resposta divergente da testosterona e do cortisol séricos em atletas masculinos após uma corrida de maratona. **Arquivos Brasileiros de Endocrinologia & Metabologia**, v. 50, n. 6, p. 1082–1087, 2006.
- FRY, A C.; KRAEMER, W. J. Resistance exercise overtraining and overreaching. Neuroendocrine responses. **Sports medicine (Auckland, N.Z.)**, v. 23, n. 2, p. 106–129, 1997.
- GAMELIN, F. X.; BERTHOIN, S. Validity of the Polar S810 Heart Rate Monitor to Measure R-R Intervals at Rest. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, n. December 2005, p. 887–894, 2006.
- GARET, M. et al. Individual interdependence between nocturnal ANS activity and

- performance in swimmers. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 36, n. 12, p. 2112–2118, 2004.
- GILES, D.; DRAPER, N.; NEIL, W. Validity of the Polar V800 heart rate monitor to measure RR intervals at rest. **European Journal of Applied Physiology**, v. 116, n. 3, p. 563–571, 2016.
- GUYTON, A.; HALL, J. **Guyton y Hall Tratado de Fisiología Médica**. [s.l: s.n.]. v. 12
- HAGBARTH, K. -E; VALLBO, B. Pulse and Respiratory Grouping of Sympathetic Impulses in Human Muscle Nerves. **Acta Physiologica Scandinavica**, v. 74, n. 1–2, p. 96–108, 1968.
- HALSON, S. L. Monitoring Training Load to Understand Fatigue in Athletes. **Sports Medicine**, v. 44, n. S2, p. 139–147, 9 nov. 2014.
- HOULE, M. S.; BILLMAN, G. E. Low-frequency component of the heart rate variability spectrum: a poor marker of sympathetic activity. **The American journal of physiology**, v. 276, n. 1 Pt 2, p. H215-23, 1999.
- HSU, C.-Y. et al. Effects of Exercise Training on Autonomic Function in Chronic Heart Failure: Systematic Review. **BioMed research international**, v. 2015, 2015.
- IELLAMO, F. et al. T-wave and heart rate variability changes to assess training in world-class athletes. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 36, n. 8, p. 1342–1346, 2004.
- JAESCHKE, H. Mechanisms of Oxidant Stress-Induced Acute Tissue Injury. **Proceedings of the Society for Experimental Biology and Medicine**, v. 209, n. 2, p. 104–111, 1 jun. 1995.
- KIVINIEMI, A. M. et al. Altered relationship between R-R interval and R-R interval variability in endurance athletes with overtraining syndrome. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 24, n. 2, p. 77–85, 2014.
- KOCH, A J.; PEREIRA, R.; MACHADO, M. The creatine kinase response to resistance exercise. **Journal of musculoskeletal & neuronal interactions**, v. 14, n. 1, p. 68–77, 2014.
- KOENIG, N. et al. Validation of a New Heart Rate Measurement Algorithm for Fingertip Recording of Video Signals with Smartphones. **Telemedicine and e-Health**, v. 22, n. 8, p. tmj.2015.0212, 2016.
- KOIZUMI, K.; TERUI, N.; KOLLAI, M. Effect of cardiac vagal and sympathetic nerve activity on heart rate in rhythmic fluctuations. **Journal of the Autonomic Nervous System**, v. 12, n. 2–3, p. 251–259, 1985.
- KREHER, J. B.; SCHWARTZ, J. B. Overtraining Syndrome: A Practical Guide. **Sports Health: A Multidisciplinary Approach**, v. 4, n. 2, p. 128–138, 2012.
- LACEY, B. C.; LACEY, J. I. Two-way communication between the heart and the

- brain. Significance of time within the cardiac cycle. **The American psychologist**, v. 33, n. 2, p. 99–113, fev. 1978.
- LEHMANN, M. et al. Autonomic imbalance hypothesis and overtraining syndrome. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 30, n. 7, p. 1140–1145, 1998.
- LETI, T.; BRICOUT, V. A. Interest of analyses of heart rate variability in the prevention of fatigue states in senior runners. **Autonomic Neuroscience: Basic and Clinical**, v. 173, n. 1–2, p. 14–21, 2013.
- LEWIS, N. A. et al. Alterations in Redox Homeostasis in the Elite Endurance Athlete. **Sports Medicine**, v. 45, n. 3, p. 379–409, 2014.
- LIPPI, G. et al. Acute variation of biochemical markers of muscle damage following a 21-km, half-marathon run. **Scandinavian journal of clinical and laboratory investigation**, v. 68, n. 7, p. 667–672, 2008.
- MAIN, L. C. et al. Impact of training on changes in perceived stress and cytokine production. **Research in sports medicine (Print)**, v. 17, n. 2, p. 121–32, 2009.
- MANN, T. N.; LAMBERTS, R. P.; LAMBERT, M. I. High Responders and Low Responders: Factors Associated with Individual Variation in Response to Standardized Training. **Sports Medicine**, v. 44, n. 8, p. 1113–1124, 8 ago. 2014.
- MANO, T.; IWASE, S.; TOMA, S. Microneurography as a tool in clinical neurophysiology to investigate peripheral neural traffic in humans. **Clinical Neurophysiology**, v. 117, n. 11, p. 2357–2384, 2006.
- MARGONIS, K. et al. Oxidative stress biomarkers responses to physical overtraining: Implications for diagnosis. **Free Radical Biology and Medicine**, v. 43, n. 6, p. 901–910, 2007.
- MARTINELLI, F. S. et al. Heart rate variability in athletes and nonathletes at rest and during head-up tilt. **Braz J Med Biol Res Brazilian Journal of Medical and Biological Research**, v. 38, n. 38, p. 639–647, 2005.
- MAULE, S. et al. Prolonged QT interval and reduced heart rate variability in patients with uncomplicated essential hypertension. **Hypertension research: official journal of the Japanese Society of Hypertension**, v. 31, n. 11, p. 2003–10, 2008.
- MCCRATY, R.; SHAFFER, F. Heart rate Variability: new perspectives on physiological Mechanisms, assessment of self-regulatory Capacity, and Health risk. **Global Advances in Health and Medicine**, v. 4, n. 1, p. 45–61, 2015.
- MEEUSEN, R. et al. Prevention, diagnosis, and treatment of the overtraining syndrome: Joint consensus statement of the european college of sport science and the American College of Sports Medicine. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 45, n. 1, p. 186–205, 2013.
- MOUROT, L. et al. Decrease in heart rate variability with overtraining: assessment by the Poincaré plot analysis. **Clinical physiology and functional imaging**, v. 24, n. 1, p. 10–18, 2004.

- NAKAMURA, F. Y.; MOREIRA, A.; AOKI, M. S. Monitoramento da Carga de Treinamento: A Percepção Subjetiva do Esporfço da Sessão é um Método Confiável ? **R da Educação Física**, v. 21, n. 1, p. 1–11, 2010.
- NAVARRO, X. Fisiología del sistema nervioso autónomo. **Revista de Neurologia**, v. 35, n. 6, p. 553–562, 2002.
- NEDERHOF, E. et al. Different diagnostic tools in nonfunctional overreaching. **International Journal of Sports Medicine**, v. 29, n. 7, p. 590–597, 2008.
- NUNAN, D.; SANDERCOCK, G. R. H.; BRODIE, D. A. A quantitative systematic review of normal values for short-term heart rate variability in healthy adults. **PACE Pacing and Clinical Electrophysiology**, v. 33, n. 11, p. 1407–1417, 2010.
- PAGANI, M.; LUCINI, D. Autonomic dysregulation in essential hypertension: Insight from heart rate and arterial pressure variability. **Autonomic Neuroscience: Basic and Clinical**, v. 90, n. 1–2, p. 76–82, 2001.
- PARK, K.-S.; LEE, M.-G. Effects of unaccustomed downhill running on muscle damage, oxidative stress, and leukocyte apoptosis. **Journal of exercise nutrition & biochemistry**, v. 19, n. 2, p. 55–63, 2015.
- PENTTILÄ, J. et al. Time domain, geometrical and frequency domain analysis of cardiac vagal outflow: Effects of various respiratory patterns. **Clinical Physiology**, v. 21, n. 3, p. 365–376, 2001.
- PETIBOIS, C. et al. Biochemical Aspects of Overtraining The Metabolism Alteration Process Syndrome: The Metabolism Alteration Process Syndrome. **Sports medicine**, v. 33, n. 2, p. 83–94, 2003.
- PICHOT, V. et al. Autonomic adaptations to intensive and overload training periods: a laboratory study. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 34, n. 10, p. 1660–6, 2002.
- PLEWS, D. J. et al. Comparison of Heart Rate Variability Recording With Smart Phone Photoplethysmographic, Polar H7 Chest Strap and Electrocardiogram Methods. **International Journal of Sports Physiology and Performance**, 2017.
- PLEWS, D. J.; LAURSEN, P. B.; BUCHHEIT, M. Day-to-Day Heart-Rate Variability Recordings in World-Champion Rowers: Appreciating Unique Athlete Characteristics. **International Journal of Sports Physiology and Performance**, v. 12, n. 5, p. 697–703, maio 2017.
- PUMPRLA, J. et al. Functional assessment of heart rate variability: Physiological basis and practical applications. **International Journal of Cardiology**, v. 84, n. 1, p. 1–14, 2002.
- ROGERO, M. M.; MENDES, R. R.; TIRAPEGUI, J. Aspectos neuroendócrinos e nutricionais em atletas com overtraining. **Arquivos Brasileiros de Endocrinologia & Metabologia**, v. 49, n. 3, p. 359–368, 2005.
- SAITO, M.; IWASE, S.; HACHIYA, T. Resistance exercise training enhances

- sympathetic nerve activity during fatigue-inducing isometric handgrip trials. **European Journal of Applied Physiology**, v. 105, n. 2, p. 225–234, 2009.
- SAITO, M.; MANO, T.; IWASE, S. Sympathetic nerve activity related to local fatigue sensation during static contraction. **Journal of applied physiology (Bethesda, Md.: 1985)**, v. 67, n. 3, p. 980–984, 1989.
- SAW, A. E.; MAIN, L. C.; GASTIN, P. B. Monitoring athletes through self-report: Factors influencing implementation. **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 14, n. 1, p. 137–146, 2015.
- SCHMITT, L. et al. Fatigue Shifts and Scatters Heart Rate Variability in Elite Endurance Athletes. **PLoS ONE**, v. 8, n. 8, 2013.
- SCHMITT, L. et al. Typology of Fatigue by Heart Rate Variability Analysis in Elite Nordic-skiers. **International Journal of Sports Medicine**, v. 36, n. 12, p. 999–1007, 2015.
- SCHWELLNUS, M. et al. How much is too much? (Part 2) International Olympic Committee consensus statement on load in sport and risk of illness. **British Journal of Sports Medicine**, v. 50, n. 17, p. 1043–1052, 17 set. 2016.
- SHAFFER, F.; MCCRATY, R.; ZERR, C. L. A healthy heart is not a metronome: an integrative review of the heart's anatomy and heart rate variability. **Frontiers in Psychology**, v. 5, n. September, p. 1040, 2014.
- SKRAPARI, I. et al. Baroreflex sensitivity in obesity: relationship with cardiac autonomic nervous system activity. **Obesity (Silver Spring, Md.)**, v. 15, n. 7, p. 1685–93, 2007.
- SMITH, L. L. Cytokine hypothesis of overtraining: a physiological adaptation to excessive stress? **Medicine and science in sports and exercise**, v. 32, n. 2, p. 317–31, 2000.
- SOLIGARD, T. et al. How much is too much? (Part 1) International Olympic Committee consensus statement on load in sport and risk of injury. **British Journal of Sports Medicine**, v. 50, n. 17, p. 1030–1041, 17 set. 2016.
- SUZUKI, K. et al. Changes in markers of muscle damage, inflammation and HSP70 after an Ironman triathlon race. **European Journal of Applied Physiology**, v. 98, n. 6, p. 525–534, 2006.
- TANSKANEN, M.; ATALAY, M.; UUSITALO, A. Altered oxidative stress in overtrained athletes. **Journal of sports sciences**, v. 28, n. 3, p. 309–317, 2010.
- TASK FORCE. Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. **Eur. Heart J.**, v. 17, p. 354–381, 1996.
- THOMAS, J.; NELSON, J.; SILVERMAN, S. **Métodos de pesquisa em atividade física**. 6. ed. Porto Alegre: [s.n.].

THOMPSON, A. M. et al. Inflammation and exercise (INFLAME): Study rationale, design, and methods. **Contemporary Clinical Trials**, v. 29, n. 3, p. 418–427, 2008.

TIAN, Y. et al. Heart Rate Variability Threshold Values for Early-Warning Nonfunctional Overreaching in Elite Female Wrestlers. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 27, n. 6, p. 1511–1519, 2013.

TIIDUS, P. M. Radical species in inflammation and overtraining. **Canadian journal of physiology and pharmacology**, v. 76, n. 5, p. 533–538, 1998.

TUBINO, M. Metodologia cientifica do treinamento desportivo. São Paulo: [s.n.].

URHAUSEN, A; GABRIEL, H.; KINDERMANN, W. Blood hormones as markers of training stress and overtraining. **Sports medicine (Auckland, N.Z.)**, v. 20, n. 4, p. 251–276, 1995.

UUSITALO; UUSITALO; RUSKO. Heart Rate and Blood Pressure Variability During Heavy Training and Overtraining in the Female Athlete. **International Journal of Sports Medicine**, v. 21, n. 1, p. 45–53, jan. 2000.

VESTERINEN, V. et al. Heart rate variability in prediction of individual adaptation to endurance training in recreational endurance runners. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 23, n. 2, p. 171–180, 2013.

VINIK, A. I. et al. Diabetic autonomic neuropathy. **Diabetes Care**, v. 26, n. 5, p. 1553–1579, 2003.

WALLÉN, M. B. et al. Possibilities and limitations of the polar RS800 in measuring heart rate variability at rest. **European Journal of Applied Physiology**, v. 112, n. 3, p. 1153–1165, 2012.

WEIPPERT, M. et al. Comparison of three mobile devices for measuring R-R intervals and heart rate variability: Polar S810i, Suunto t6 and an ambulatory ECG system. **European Journal of Applied Physiology**, v. 109, n. 4, p. 779–786, 2010.

WHITE, D. W.; RAVEN, P. B. Autonomic neural control of heart rate during dynamic exercise: revisited. **The Journal of Physiology**, v. 592, n. 12, p. 2491–2500, 2014.

WILLIAMS, S. et al. Monitoring What Matters: A Systematic Process for Selecting Training-Load Measures. **International Journal of Sports Physiology and Performance**, v. 12, n. Suppl 2, p. S2-101-S2-106, abr. 2017.

ŽÁKOVSKÁ, A. et al. The Effect of a 100-km Ultra-Marathon under Freezing Conditions on Selected Immunological and Hematological Parameters. **Frontiers in Physiology**, v. 8, n. September, p. 1–9, 2017.

APÊNDICES

APÊNDICE A - TERMO DE CONCENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO - VALIDAÇÃO

UNIVERSIDADE FEDERAL DA PARAÍBA CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE PROGRAMA ASSOCIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM EDUCACAÇÃO FÍSICA UPE/UFPB LABORATÓRIO DE ESTUDOS DO TREINAMENTO FÍSICO APLICADO AO DESEMPENHO E À SAÚDE - LETFADS

Prezado(a) Senhor(a),

Essa pesquisa é sobre "Validação de um aplicativo de smartphone para registro da variabilidade da frequência cardíaca e teste de sua sensibilidade para desgaste fisiológico provocado por exercício desgastante" e está sendo desenvolvida por Reabias de Andrade Pereira, aluno do curso de Mestrado do Programa Associado de Pós-Graduação em Educação Física UPE/UFPB, sob a orientação do Prof. Dr. Alexandre Sérgio Silva.

Será realizado o registro dos intervalos RR com um aparelho de eletrocardiograma (ECG) de 5 eletrodos e com um aplicativo de smartphone por meio de uma cinta de frequência cardíaca com transmissão Bluetooth. Para isso, você ficará 5 minutos em repouso, após isso, será realizado dois registros de cinco minutos, sendo 5 minutos deitado e 5 minutos em sentado. Solicitamos sua colaboração para participação dos procedimentos necessários para a pesquisa. Estes procedimentos não trarão riscos para sua saúde, tendo como benefícios a disponibilização um aplicativo de smartphone como uma ferramenta mais prática e de menor custo para o registro dos intervalos RR que poderá ser utilizado para a monitoração da atividade nervosa autonômica cardíaca. Além disso, será realizado uma avaliação para verificar o seu peso e sua altura e você responderá um questionário sobre informações sobre o seu treinamento.

Os dados serão utilizados apenas para fins acadêmicos. Por ocasião da publicação dos resultados, seus dados pessoais serão mantidos em sigilo. Esclarecemos que sua participação no estudo é voluntária e, portanto, o (a) senhor (a) não é obrigado (a) a fornecer as informações e/ou colaborar com as atividades solicitadas pelo Pesquisador (a). Caso decida não participar do estudo, ou resolver a qualquer momento desistir do mesmo, não sofrerá nenhum dano. Os pesquisadores estarão a sua disposição para qualquer esclarecimento que considere necessário em qualquer etapa da pesquisa.

Diante do exposto, declaro que fui devidamente esclarecido (a) e dou o meu consentimento para participar da pesquisa. Estou ciente que receberei uma cópia desse documento.

Assinatura do Participante	da Pesquisa
Prof ^o Dr. Alexandre Sérgio Silva	Reabias de Andrade Pereira

Contatos:

Alexandre Sérgio Silva – Telefone: (83) 988754675 / Email: alexandresergiosilva@yahoo.com.br Reabias de Andrade Pereira - Telefone: (83) 99928-1986 / Email: reabiasedf@gmail.com Comitê de Ética em Pesquisa do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal da Paraíba Campus I - Cidade Universitária - 1º Andar – CEP 58051-900 – João Pessoa/PB (83) 3216-7791 – Email: eticaccsufpb@hotmail.com

Número do Parecer: 2.506.552

APÊNDICE B – TERMO DE CONCENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO – SENSIBILIDADE

UNIVERSIDADE FEDERAL DA PARAÍBA CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE PROGRAMA ASSOCIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM EDUCACAÇÃO FÍSICA UPE/UFPB LABORATÓRIO DE ESTUDOS DO TREINAMENTO FÍSICO APLICADO AO DESEMPENHO E A SAÚDE - LETFADS

Prezada Senhor,

O presente estudo intitula-se "Validação de um aplicativo de smartphone para registro da variabilidade da frequência cardíaca e teste de sua sensibilidade para desgaste fisiológico provocado por exercício desgastante". O objetivo desta pesquisa é desenvolver e verificar a acurácia de um aplicativo que apresente variáveis nos domínios do tempo, da frequência e não lineares comparado ao eletrocardiograma, e ao mesmo tempo, testar a sensibilidade dessas variáveis para o desgaste fisiológico agudo promovido por uma sessão de treinamento exaustivo e no acompanhamento crônico das cargas de treinamento durante um mesociclo composto por microciclos ordinais, de choque e regenerativo em atletas corredores recreacionais. Esta pesquisa está sendo desenvolvida por Reabias de Andrade Pereira, aluno do Programa de Pós-Graduação em Educação Física UPE/UFPB, sob a orientação da Prof. Dr. Alexandre Sérgio Silva.

Na avaliação das respostas crônicas, os atletas realizarão um mesociclo de treinamento com duração de 4 semanas, onde serão duas semanas de treinamento ordinário, uma semana de choque e uma semana de regenerativo. Cada semana de treinamento consistira de 5 a 6 sessões de treinamento. As avaliações serão realizadas antes do primeiro e último treino da semana. Os atletas ficarão 48 horas sem treinamento entre as semanas de treinamento. Nessas avaliações os atletas responderão os questionários (POMS, RESTQ-Sport e questionário de dor e sonolência diurna), além do registro da VFC e uma coleta sanguínea para verificar as respostas fisiológicas ao treinamento.

Solicitamos sua colaboração para participação dos procedimentos necessários para a pesquisa. Estes procedimentos não trarão riscos para os participantes, tendo como benefícios a disponibilização um aplicativo de smartphone como uma ferramenta mais

prática e de menor custo para o registro dos intervalos RR que poderá ser utilizado para a

monitoração da atividade nervosa autonômica cardíaca.

Os dados serão utilizados apenas para fins acadêmicos. Por ocasião da

publicação dos resultados, seus dados pessoais serão mantidos em sigilo. Esclarecemos

que sua participação no estudo é voluntária e, portanto, o (a) senhor (a) não é obrigado (a) a

fornecer as informações e/ou colaborar com as atividades solicitadas pelo Pesquisador (a).

Caso decida não participar do estudo, ou resolver a qualquer momento desistir do mesmo,

não sofrerá nenhum dano. Os pesquisadores estarão a sua disposição para qualquer

esclarecimento que considere necessário em qualquer etapa da pesquisa.

Diante do exposto, declaro que fui devidamente esclarecido (a) e dou o

meu consentimento para participar da pesquisa. Estou ciente que receberei uma

cópia desse documento.

	Assinatura do Participante da Pesquisa	
Atenciosamente,		

Reabias de Andrade Pereira

Contato do Pesquisador Responsável:

Profo Dr. Alexandre Sérgio Silva

Reabias de Andrade Pereira

Telefone: (83) 99928-1986

E-mail: reabiasedf@gmail.com

108

ANEXOS

ANEXO A - POMS

Por favor, leia cada uma cuidadosamente e assinale o número que melhor descreve como você vem se sentindo <u>no dia de hoje.</u>

Os números significam:

0= nada 1= um pouco 2= mais ou menos 3= bastante 4=extremamente

	21 com generanca	01234	43 hondoen	01234
				01234
	22. relaxauo	01234	44. deprimido	01234
01234	23. desvalorizado	01234	45. desesperado	01234
01234	24. rancoroso	01234	46. preguiçoso	01234
01234	25. simpático	01234	47. rebelde	01234
01234		01234	48. abandonado	01234
01234	27. inquieto	01234	49. aborrecido	01234
01234	28. incapaz de cocentrar	01234	50.desorientado	01234
01234	29. cansado	01234	51. alerta	01234
01234	30. cooperador	01234	52. decepcionado	01234
01234	31. irritado	01234	53. furioso	01234
01234	32. desanimado	01234	54. eficiente	01234
01234	33. ressentido	01234	55. confiante	01234
01234	34. nervoso	01234	56. cheio de energia	01234
01234	35. sozinho	01234	57. genioso	01234
01234	36. miserável	01234	58. inútil	01234
01234	37. atordoado	01234	59. esquecido	01234
01234	38. alegre	01234	60. sem preocupação	01234
01234	39. amargurado	01234	61. aterrorizado	01234
01234	40. exausto	01234	62. culpado	01234
01234	41. ansioso	01234	63. vigoroso	01234
01234	42. briguento	01234	64. inseguro	01234
	I	I	I	
	01234012340123401234012340123401234012340123401234012340123401234012340123401234	01234 25. simpático	22. relaxado	22. relaxado

ANEXO B – RESTQ-SPORT Data: _____ Hora: ____ Idade: ____ Sexo:___ Esporte/situação: _____ Nível educacional: () primeiro grau completo () segundo grau incompleto () primeiro grau completo () segundo grau incompleto () superior incompleto () superior completo RESTQ-76 Sport

Este questionário consiste numa série de afirmações. Estas afirmações possivelmente descreverão seu estado mental, emocional e bem-estar físico, ou suas atividades que você realizou **nos últimos 3 dias e noites.**

Por favor, escolha a resposta que mais precisamente demonstre seus pensamentos e atividades. Indicando em qual frequência cada afirmação se encaixa no seu caso nos últimos dias.

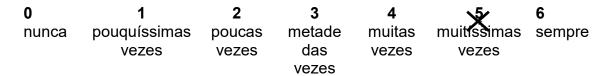
As afirmações relacionadas ao desempenho esportivo se referem tanto a atividades de treinamento quanto de competição.

Para cada afirmação existem sete possíveis respostas. Por favor, faça sua escolha marcando o número correspondente à resposta apropriada.

Exemplo:

Nos últimos (3) dias/noites

... Eu li um jornal



Neste exemplo, o número 5 foi marcado. O que significa que você leu jornais muitíssimas vezes nos últimos três dias.

Por favor, não deixe nenhuma afirmação em branco.

Se você está com dúvida em qual opção marcar, escolha a que mais se aproxima de sua realidade. Agora vire a página e responda as categorias na ordem sem interrupção.

Copyright by M. Kellmann, K.W. Kallus, D. Samulski & L. Costa University of Bochum (ALE), UFMG (BRA), 2002

Nos últimos (3) dias/noites

nunca pouquíssimas

vezes

poucas

vezes

metade

das vezes

vezes

1)	.eu vi televisão					
0 nunca	1 pouquíssimas vezes		3 metade das vezes		5 muitíssimas vezes	6 sempre
2)	.eu dormi meno	s do que	necessitava			
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	•	3 metade das vezes		5 muitíssimas vezes	6 sempre
3)	.eu realizei impe	ortantes ta	arefas			
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	•	3 metade das vezes		5 muitíssimas vezes	6 sempre
4)	.eu estava desc	oncentrac	do			
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	•	3 metade das vezes		5 muitíssimas vezes	6 sempre
5)	.qualquer coisa	me incon	nodava			
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	•	3 metade das vezes		5 muitíssimas vezes	6 sempre
6)	. eu sorri					
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	2 poucas vezes			5 muitíssimas vezes	6 sempre
7)	.eu me sentia m	al fisicam	ente			
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	2 poucas vezes			5 muitíssimas vezes	6 sempre
8)	.eu estive de ma	au humor				
0	1	2	3	4	5	6

muitas muitíssimas sempre

vezes

0 nunca	1 pouquíssimas vezes	•	3 metade das vezes	4 muitas vezes	5 muitíssimas vezes	6 sempre
10)	.eu estava com	bom ânim	10			
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	•	3 metade das vezes	4 muitas vezes	5 muitíssimas vezes	6 sempre
11)	.eu tive dificulda	ades de c	oncentração	•		
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	•	3 metade das vezes	4 muitas vezes	5 muitíssimas vezes	6 sempre
12)	.eu me preocup	ei com pro	oblemas não	resolvi	dos	
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	•	3 metade das vezes		5 muitíssimas vezes	6 sempre
13)	.eu me senti fisi	icamente (confortável	(tranqüil	0)	
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	-	3 metade das vezes	4 muitas vezes	5 muitíssimas vezes	6 sempre
14)	eu tive bons me	omentos d	com meus a	migos		
0 nunca	1 pouquíssimas vezes		3 metade das vezes		5 muitíssimas vezes	6 sempre
15)	.eu tive dor de d	abeça ou	pressão (ex	(austão)	mental	
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	•	3 metade das vezes		5 muitíssimas vezes	6 sempre
16)	.eu estava cans	ado do tra	nbalho			
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	-	3 metade das vezes		5 muitíssimas vezes	6 sempre

17) ...eu tive sucesso ao realizar minhas atividades

9) ...eu me sentia relaxado fisicamente

0 nunca	1 pouquíssimas vezes	2 poucas vezes	3 metade das vezes	4 muitas vezes	5 muitíssimas vezes	6 sempre
	.eu fui incapaz (amentos vinhan	-	-		_	
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	2 poucas vezes	3 metade das vezes		5 muitíssimas vezes	6 sempre
19)	.eu me senti dis	posto, sa	tisfeito e rel	axado		
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	2 poucas vezes	3 metade das vezes	4 muitas vezes	5 muitíssimas vezes	6 sempre
20)	.eu me senti fisi	icamente	desconfortá	vel (inco	modado)	
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	2 poucas vezes	3 metade das vezes	4 muitas vezes	5 muitíssimas vezes	6 sempre
21)	.eu estava abor	recido co	m outras pe	ssoas		
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	2 poucas vezes	3 metade das vezes		5 muitíssimas vezes	6 sempre
22)	.eu me senti pai	ra baixo				
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	2 poucas vezes	3 metade das vezes	4 muitas vezes	5 muitíssimas vezes	6 sempre
23)	.eu me encontre	ei com alg	uns amigos			
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	2 poucas vezes	3 metade das vezes		5 muitíssimas vezes	6 sempre
24)	. eu me senti de	primido				
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	2 poucas vezes	3 metade das vezes		5 muitíssimas vezes	6 sempre
25)	.eu estava mort	o de cans	aço após o	trabalho		

0 nunca	1 pouquíssimas vezes	2 poucas vezes	3 metade das vezes		5 muitíssimas vezes	6 sempre
26)	outras pessoas	mexeran	n com meus	nervos		
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	2 poucas vezes	3 metade das vezes		5 muitíssimas vezes	6 sempre
27)	. eu dormi satis	fatoriame	nte			
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	2 poucas vezes	3 metade das vezes		5 muitíssimas vezes	6 sempre
28)	.eu me senti ans	sioso (agi	tado)			
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	2 poucas vezes			5 muitíssimas vezes	6 sempre
29)	. eu me senti be	m fisicam	ente			
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	2 poucas vezes	3 metade das vezes		5 muitíssimas vezes	6 sempre
30)	.eu fiquei "de sa	aco cheio	" com qualq	uer cois	a	
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	2 poucas vezes	3 metade das vezes	4 muitas vezes	5 muitíssimas vezes	6 sempre
31)	.eu estava apáti	co (desm	otivado/lent	o)		
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	2 poucas vezes	3 metade das vezes		5 muitíssimas vezes	6 sempre
	eu senti que eu outros	ı tinha qu	e ter um bor	n desem	penho na frer	nte
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	2 poucas vezes	3 metade das vezes		5 muitíssimas vezes	6 sempre
33)	.eu me diverti					
0	1	2	3	4	5	6

nunca	pouquíssimas vezes	poucas vezes	metade das vezes		muitíssimas vezes	sempre
34)	.eu estava de bo	om humor				
0 nunca	1 pouquíssimas vezes		3 metade das vezes		5 muitíssimas vezes	6 sempre
35)	. eu estava extro	emamente	cansado			
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	2 poucas vezes	3 metade das vezes		5 muitíssimas vezes	6 sempre
36)	.eu dormi inquie	etamente				
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	•	3 metade das vezes		5 muitíssimas vezes	6 sempre
37)	. eu estava aboı	recido				
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	•	3 metade das vezes		5 muitíssimas vezes	6 sempre
nunca	vezes . eu senti que m	poucas vezes	metade das vezes	muitas vezes	muitíssimas vezes	sempre
nunca	vezes . eu senti que m lades 1	poucas vezes eu corpo	metade das vezes	muitas vezes acitado e	muitíssimas vezes <i>m realizar min</i> 5	sempre nhas
38) ativio	vezes . eu senti que m lades 1 pouquíssimas	poucas vezes eu corpo 2 poucas vezes	metade das vezes estava capa 3 metade das vezes	muitas vezes acitado e 4 muitas	muitíssimas vezes <i>m realizar min</i> 5 muitíssimas	sempre nhas
38) ativio	vezes eu senti que m lades 1 pouquíssimas vezes	poucas vezes eu corpo 2 poucas vezes ado (trans	metade das vezes estava capa 3 metade das vezes	muitas vezes acitado e 4 muitas vezes 4 muitas	muitíssimas vezes m realizar min 5 muitíssimas vezes	sempre hhas 6 sempre
38) ativio nunca 39) 0 nunca	vezes eu senti que ma lades 1 pouquíssimas vezes eu estava abal pouquíssimas	poucas vezes eu corpo 2 poucas vezes ado (trans 2 poucas vezes	metade das vezes estava capa 3 metade das vezes estornado) 3 metade das vezes	muitas vezes acitado e 4 muitas vezes 4 muitas	muitíssimas vezes m realizar min 5 muitíssimas vezes 5 muitíssimas	sempre hhas 6 sempre

41)	eu tor	nei de	cisões	impor	tantes
-----	--------	--------	--------	-------	--------

0 nunca	1 pouquíssimas vezes	2 poucas vezes	3 metade das vezes		5 muitíssimas vezes	6 sempre
42)	. eu me senti ex	austo fisi	camente			
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	•	3 metade das vezes		5 muitíssimas vezes	6 sempre
43)	. eu me senti fe	liz				
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	2 poucas vezes	3 metade das vezes	4 muitas vezes	5 muitíssimas vezes	6 sempre
44)	. eu me senti so	b pressão	•			
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	2 poucas vezes	3 metade das vezes		5 muitíssimas vezes	6 sempre
45)	. qualquer coisa	a era muit	o para mim			
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	2 poucas vezes	3 metade das vezes		5 muitíssimas vezes	6 sempre
nunca	•	poucas vezes	metade das vezes	muitas vezes	muitíssimas	•
46) 0	vezes . meu sono se in 1 pouquíssimas	poucas vezes nterrompe 2 poucas	metade das vezes eu facilmente 3	muitas vezes e 4 muitas	muitíssimas vezes 5 muitíssimas	sempre
46) 0 nunca	vezes . meu sono se in 1 pouquíssimas	poucas vezes nterrompe 2 poucas vezes	metade das vezes eu facilment 3 metade	muitas vezes e 4 muitas	muitíssimas vezes 5 muitíssimas	sempre
46) 0 nunca 47) 0	vezes . meu sono se il 1 pouquíssimas vezes . eu me senti co 1 pouquíssimas	poucas vezes nterrompe 2 poucas vezes ntente 2 poucas	metade das vezes eu facilment 3 metade das vezes	muitas vezes e 4 muitas vezes 4 muitas	muitíssimas vezes 5 muitíssimas vezes 5 muitíssimas	sempre 6 sempre
46) 0 nunca 47) 0 nunca	vezes . meu sono se il 1 pouquíssimas vezes . eu me senti co 1 pouquíssimas	poucas vezes nterrompe 2 poucas vezes ntente 2 poucas vezes ntente vezes	metade das vezes eu facilmente 3 metade das vezes 3 metade das vezes das vezes	muitas vezes e 4 muitas vezes 4 muitas	muitíssimas vezes 5 muitíssimas vezes 5 muitíssimas	sempre 6 sempre
46) 0 nunca 47) 0 nunca	vezes neu sono se in 1 pouquíssimas vezes neu me senti co 1 pouquíssimas vezes neu estava zano 1 pouquíssimas	poucas vezes nterrompe 2 poucas vezes ntente 2 poucas vezes ntente 2 poucas vezes gado com 2 poucas	metade das vezes eu facilmente 3 metade das vezes 3 metade das vezes alguém 3	muitas vezes e 4 muitas vezes 4 muitas	muitíssimas vezes 5 muitíssimas vezes 5 muitíssimas vezes 5 muitíssimas vezes	sempre 6 sempre 6 sempre

0 nunca	1 pouquíssimas vezes	2 poucas vezes	3 metade das vezes		5 muitíssimas vezes	6 sempre
50)	. partes do meu	corpo es	tavam dolor	idas		
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	2 poucas vezes	3 metade das vezes	4 muitas vezes	5 muitíssimas vezes	6 sempre
51)	.eu não conseg	uia desca	nsar durante	e os perí	odos de repo	uso
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	2 poucas vezes	3 metade das vezes	4 muitas vezes	5 muitíssimas vezes	6 sempre
/	eu estava conv nte a competiçã	•	-	a alcança	ar minhas me	tas
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	2 poucas vezes	3 metade das vezes	4 muitas vezes	5 muitíssimas vezes	6 sempre
53)	. eu me recuper	ei bem fis	icamente			
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	2 poucas vezes	3 metade das vezes	4 muitas vezes	5 muitíssimas vezes	6 sempre
54)	.eu me senti esç	gotado do	meu esport	e		
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	2 poucas vezes	3 metade das vezes	4 muitas vezes	5 muitíssimas vezes	6 sempre
	eu conquistei c amento ou comp	-	e valeram a p	oena atra	vés do meu	
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	2 poucas vezes	3 metade das vezes	4 muitas vezes	5 muitíssimas vezes	6 sempre
56)	.eu me preparei	mentalme	ente para a d	competiç	ão ou treinan	nento
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	2 poucas vezes	3 metade das vezes	4 muitas vezes	5 muitíssimas vezes	6 sempre

	mento	nusculos	terisos dura	inte a co	ilipelição ou	
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	2 poucas vezes	3 metade das vezes	4 muitas vezes	5 muitíssimas vezes	6 sempre
58)	eu tive a impre	ssão que	tive poucos	período	s de descans	0
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	2 poucas vezes	3 metade das vezes		5 muitíssimas vezes	6 sempre
	eu estava conv al a qualquer r	_	ue poderia a	ılcançar	meu desempe	enho
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	2 poucas vezes	3 metade das vezes		5 muitíssimas vezes	6 sempre
60)	eu lidei muito l	bem com	os problema	as da mii	nha equipe	
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	2 poucas vezes	3 metade das vezes		5 muitíssimas vezes	6 sempre
61)	eu estava em k	oa condi	ção física			
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	2 poucas vezes	3 metade das vezes		5 muitíssimas vezes	6 sempre
62)	eu me esforcei	durante a	competição	ou trein	amento	
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	2 poucas vezes	3 metade das vezes		5 muitíssimas vezes	6 sempre
	eu me senti em nmento	ocionalme	ente desgas	tado pela	a competição	ou
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	2 poucas vezes			5 muitíssimas vezes	6 sempre
64)	eu tive dores n	nusculare	s após a col	mpetição	o ou treiname	nto
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	2 poucas vezes			5 muitíssimas vezes	6 sempre

57) ...eu senti meus músculos tensos durante a competição ou

65)	. eu estava con	vencido q	ue tive um b	om rend	limento	
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	2 poucas vezes	3 metade das vezes	4 muitas vezes	5 muitíssimas vezes	6 sempre
66)	. muito foi exigi	do de min	n durante os	período	s de descans	0
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	2 poucas vezes	3 metade das vezes	4 muitas vezes	5 muitíssimas vezes	6 sempre
	.eu me preparei amento	psicolog	icamente an	tes da co	ompetição ou	
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	2 poucas vezes	3 metade das vezes	4 muitas vezes	5 muitíssimas vezes	6 sempre
68)	.eu quis abando	nar o esp	orte			
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	2 poucas vezes	3 metade das vezes	4 muitas vezes	5 muitíssimas vezes	6 sempre
69)	.eu me senti col	m muita e	nergia			
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	2 poucas vezes	3 metade das vezes	4 muitas vezes	5 muitíssimas vezes	6 sempre
70)	.eu entendi bem	o que m	eus compan	heiros d	e equipe sent	iam
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	2 poucas vezes	3 metade das vezes		5 muitíssimas vezes	6 sempre
71)	. eu estava con	∕encido q	ue tinha trei	nado bei	m	
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	2 poucas vezes	3 metade das vezes		5 muitíssimas vezes	6 sempre
72) corr e	.os períodos de tos	descanso	o não ocorre	eram nos	momentos	
0 nunca	1 pouquíssimas	2 poucas	3 metade	4 muitas	5 muitíssimas	6 sempre

	vezes	vezes	das vezes	vezes	vezes	
73)	. eu senti que e	stava pró	kimo de me	machuca	ar	
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	2 poucas vezes	3 metade das vezes	4 muitas vezes	5 muitíssimas vezes	6 sempre
74)	.eu defini meus	objetivos	para a com	petição d	ou treinament	o'
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	2 poucas vezes	_	4 muitas vezes	5 muitíssimas vezes	6 sempre
75)	.meu corpo se s	sentia fort	e			
^		_	_			_
0 nunca	1 pouquíssimas vezes	2 poucas vezes	3 metade das vezes	4 muitas vezes	5 muitíssimas vezes	6 sempre
nunca		poucas vezes	metade das vezes	muitas vezes	muitíssimas	_
nunca	vezes	poucas vezes ustrado pe	metade das vezes	muitas vezes	muitíssimas	_
76) 0 nunca	vezes . eu me senti fru 1 pouquíssimas	poucas vezes ustrado pe 2 poucas vezes	metade das vezes elo meu espe 3 metade das vezes	muitas vezes orte 4 muitas vezes	muitíssimas vezes 5 muitíssimas vezes	sempre