



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



REABIAS DE ANDRADE PEREIRA

**VALIDAÇÃO E SENSIBILIDADE DE FERRAMENTAS INTEGRADAS EM
PLATAFORMA WEB PARA MONITORAÇÃO DO ESTADO FISIOLÓGICO DE
ATLETAS**

JOÃO PESSOA

2025

REABIAS DE ANDRADE PEREIRA

**VALIDAÇÃO E SENSIBILIDADE DE FERRAMENTAS INTEGRADAS EM
PLATAFORMA WEB PARA MONITORAÇÃO DO ESTADO FISIOLÓGICO DE
ATLETAS**

Tese de Doutorado apresentada ao
Programa Associado de Pós-Graduação
em Educação Física UPE/UFPB como
requisito à obtenção do título de Doutor
em Educação Física.

Área de Concentração: Saúde, Desempenho e Movimento Humano

Linha de Pesquisa: Cineantropometria e Desempenho Humano

Orientador: Prof. Dr. Alexandre Sérgio Silva

JOÃO PESSOA

2025

Catálogo na publicação
Seção de Catalogação e Classificação

P436v Pereira, Reabias de Andrade.

Validação e sensibilidade de ferramentas integradas em plataforma web para monitoração do estado fisiológico de atletas / Reabias de Andrade Pereira. - João Pessoa, 2025.

130 f. : il.

Orientação: Alexandre Sérgio Silva.
Tese (Doutorado) - UFPB/CCS.

1. Frequência cardíaca - monitoração. 2. Monitoração fisiológica - atletas. 3. VFC - Variabilidade da Frequência Cardíaca. 4. Eletrocardiograma. 5. Cargas de treino. 6. Fadiga e recuperação. I. Silva, Alexandre Sérgio. II. Título.

UFPB/BC

CDU 612.172-047.36(043)

Elaborado por RUSTON SAMMEVILLE ALEXANDRE MARQUES DA SILVA -
CRB-15/0386

**UNIVERSIDADE DE PERNAMBUCO
UNIVERSIDADE FEDERAL DA PARAÍBA
PROGRAMA ASSOCIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM EDUCAÇÃO FÍSICA UPE-UFPA
CURSO DE DOUTORADO EM EDUCAÇÃO FÍSICA**

A Tese **Validação e sensibilidade de ferramentas integradas em plataforma web para monitoração do estado fisiológico de atletas.**

Elaborada por Reabias de Andrade Pereira

Foi julgada pelos membros da Comissão Examinadora e aprovada para obtenção do título de DOUTOR EM EDUCAÇÃO FÍSICA na Área de Concentração: SAÚDE, DESEMPENHO E MOVIMENTO HUMANO.

João Pessoa, 20 de dezembro de 2024.

BANCA EXAMINADORA:


Prof. Dr. Alexandre Sérgio Silva
(UFPB) - Presidente da Sessão


Documento assinado digitalmente
GILMARIO RICARTE BATISTA
Data: 07/03/2025 09:17:15-0300
Verifique em <https://validar.j6.gov.br>
Prof. Dr. Gilmar Ricardo Batista
(UFPB) - Membro Interno

JUAN ANTONIO
SANCHEZ|SAEZ

Firmado digitalmente por
JUAN ANTONIO|SANCHEZ|
SAEZ
Fecha: 2025.03.23 09:40:36
+01'00'
Prof. Dr. Juan Antonio Sánchez Sáez
(UCAM) – Membro Externo


Documento assinado digitalmente
YTAO MOTA SOARES
Data: 07/03/2025 16:07:04-0300
Verifique em <https://validar.j6.gov.br>
Prof. Dr. Ytalo Mota Soares
(UFPB) – Membro Interno


Documento assinado digitalmente
LUIS FELIPE CASTELLI CORREIA DE CAMPOS
Data: 06/03/2025 17:10:50-0300
Verifique em <https://validar.j6.gov.br>
Prof. Dr. Luis Felipe Castelli Correia de
Campos
(UBB) – Membro Externo

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, agradeço a Deus, por me dar força, sabedoria e saúde para concluir esta jornada. “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 in memoriam), que sempre me incentivaram, me educaram, e que sempre acreditaram em mim e estiveram comigo durante essa caminhada e nunca mediram esforços para me ajudar. Obrigado por tudo. A meus irmãos que sempre me incentivaram e apoiaram.

A minha querida esposa, Natane, meu porto seguro e maior apoio em cada etapa desta jornada. Sua paciência, compreensão e amor foram essenciais para que eu pudesse chegar até aqui. Obrigado por acreditar em mim nos momentos em que até eu duvidei e por ser meu alicerce em todos os desafios. Este trabalho é tão seu quanto meu.

Ao meu filho João Pedro, por sua doçura, alegria e por me ensinar, todos os dias, o verdadeiro significado de perseverança e amor incondicional. Mesmo sem entender o que este trabalho representa, você trouxe luz e motivação aos momentos mais desafiadores desta jornada. Obrigado por ser minha maior inspiração.

À minha sogra, Neide, por todo o carinho, apoio e palavras encorajadoras ao longo dessa jornada. Sua generosidade e acolhimento tornaram o caminho mais leve, e sou grato por tê-la em minha vida.

Ao meu orientador Prof. Dr. Alexandre Sérgio Silva, minha mais sincera gratidão pela orientação, paciência e por compartilhar seu vasto conhecimento ao longo desta jornada. Sua confiança no meu trabalho, aliada à sua dedicação e compromisso, foram fundamentais para que eu pudesse superar os desafios e alcançar este resultado. Sem seu conhecimento, dedicação e a orientação, este trabalho não teria sido possível. Obrigado por ser uma inspiração acadêmica.

Ao Ricardo e o Herson, secretários da Pós-Graduação que sempre resolveram e resolvem qualquer burocracia com simpatia, atenção, dedicação e amor ao que faz sempre marcantes. Exemplo de dedicação, continuem sempre assim. Obrigado!

Aos membros da banca Prof. Dr. Gilmário Ricarte Batista, Prof. Dr. Ytalo Mota Soares, Prof. Dr. Juan Antonio Sánchez Sáez, Prof. Dr. Luis Felipe Castelli Correia de Campos, por suas valiosas contribuições, críticas construtivas e sugestões que enriqueceram a qualidade do meu trabalho.

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 professor Tânio, minha gratidão por sua valiosa colaboração e por permitir que sua equipe participasse deste projeto. Sua dedicação ao esporte e aos atletas é inspiradora, e sua confiança em mim e na pesquisa foi essencial para o sucesso deste trabalho. Obrigado por sua disposição, apoio e por acreditar na importância deste estudo.

Aos atletas da equipe Aspa Superação, minha mais profunda gratidão por terem aceitado participar deste estudo com tanta dedicação e comprometimento. Sua disposição em colaborar e enfrentar os desafios deste projeto foi essencial para que esta pesquisa se tornasse realidade.

A Mateus, Wellington, Filipe, Willian, Pierre da UEPB, meu primo Tarcísio e George meu sincero agradecimento por toda a ajuda durante as etapas de coleta de dados. Essas parcerias foram essenciais para que este trabalho se tornasse realidade. Cada contribuição, por menor que pareça, foi indispensável para o sucesso deste estudo. Obrigado por estarem ao meu lado nessa jornada.

A Prof. Dra Maria do Socorro Brasileiro Santos e seu aluno Eduardo, meu sincero agradecimento por gentilmente ceder o equipamento de ECG necessário para este estudo. Sou grato pela confiança e pela colaboração, que contribuíram de forma significativa para o desenvolvimento deste trabalho.

Agradeço também a CNPq e CAPES, pelo suporte financeiro por meio da concessão da bolsa de estudos, que foi essencial para a realização deste trabalho. O investimento na pesquisa e na formação de pesquisadores reflete um compromisso fundamental com o desenvolvimento científico e educacional do nosso país. Sou profundamente grato por essa oportunidade.

Por fim, agradeço a todos que, de alguma forma, participaram ou contribuíram para a concretização deste trabalho. Cada um de vocês foi parte fundamental da realização deste sonho.

“A ciência consiste em substituir o saber que parecia seguro por uma teoria, ou seja, por algo problemático”.

(José Ortega y Gasset)

RESUMO

Introdução: Cintas transmissoras de frequência cardíaca conectadas a aplicativos de smartphone surgem como alternativa ao eletrocardiograma (ECG) para registrar a variabilidade da frequência cardíaca (VFC). Contudo, enfrentam limitações, como a dependência do aplicativo e a necessidade de acessar dispositivos individuais dos atletas. Como alternativa, nosso grupo está desenvolvendo uma plataforma web, incluindo um módulo para registro da VFC com a cinta de FC, cuja precisão precisa ser validada. Ferramentas com alta praticidade administrativa, têm sido preferidas para o monitoramento diário das respostas à carga de treino. Embora seja amplamente aceito que o monitoramento não deve se basear em uma única ferramenta, ainda é necessário investigar quais variáveis melhor informam o estado psicofisiológico dos atletas. **Objetivo:** verificar a acurácia dos índices de VFC registrados pela plataforma web e a cinta de FC em comparação ao eletrocardiograma (ECG) e testar a sensibilidade das variáveis PSR, PSE, bem-estar, VFC e CMJ ao longo de um mesociclo com cargas intencionalmente variáveis em atletas de atletismo. **Métodos:** para a etapa de validação 22 atletas de atletismo (11 homens), com idade média de $17,1 \pm 6,58$ anos, participaram do estudo. A VFC foi registrada por cinco minutos com ECG e plataforma web conectada a uma cinta de FC, simultaneamente, em posição supina. Índices do domínio do tempo (FC, MeanRR, SDNN, pNN50, rMSSD), frequência (LF, HF) e variáveis não lineares (SD1, SD2) foram comparados por teste t, correlação de Pearson, coeficiente de correlação intraclass (CCI), regressão linear e Bland-Altman. Para verificar as respostas das variáveis às ondulações das cargas de treino, participaram 26 atletas (níveis nacional e continental), com idade média de $18,6 \pm 7,98$ anos (meio-fundistas [n=18; 10 homens] e velocistas [n=8; 5 homens]). Realizaram quatro microciclos (seis sessões de treino cada): um microciclo ordinário, dois de choque (aumento de 30% no volume e 20% na intensidade) e um regenerativo (redução de 50% na carga). As medições foram feitas diariamente antes (PSR, bem-estar, VFC e CMJ) e após (PSE) as sessões de treino, ou duas vezes por semana (creatina quinase [CK]). **Resultados:** Na validação, no domínio do tempo, o p-valor do teste t variou de 0,94 a 0,99, com CCI e r de Pearson acima de 0,99, EPE < 1,82% e EC entre 0,00% e 0,69%. No domínio da frequência, o p-valor variou de 0,89 a 0,96, CCI de 0,93 a 0,98, r de Pearson de 0,89 a 0,96 e EPE de 26% (LF) e 17% (HF), com EC de -1,1% (LF) e 3,4% (HF). Nos índices de Poincaré, SD1 e SD2 apresentaram p-valor entre 0,94 e 0,96, CCI e r de Pearson de 0,99, EPE < 1,80% e EC < 0,67%. Enquanto isso, na etapa de teste de sensibilidade, na análise pela média semanal, no microciclo de choque, houve aumento no PSE e na escala de fadiga, enquanto a PSR diminuiu significativamente. No microciclo regenerativo, PSE e fadiga diminuíram, enquanto PSR, rMSSD e CMJ aumentaram significativamente, com CK inalterado. Pela análise dos dados diários, os índices de VFC (rMSSD, pNN50 e SD1) e CK demonstraram sensibilidade às variações na carga de treino. **Conclusão:** A plataforma web e a cinta de frequência cardíaca forneceram dados de VFC válidos no domínio do tempo, da frequência e não lineares em comparação ao ECG. A PSE, PSR e a escala de fadiga do questionário de bem-estar foram sensíveis para detectar possível fadiga acumulada e recuperação, enquanto o CMJ e o rMSSD foram sensíveis para indicar apenas recuperação.

Palavras-chave: Variabilidade da frequência cardíaca, plataforma web, eletrocardiograma, smartraining, cargas de treino, monitoração fisiológica, fadiga, recuperação.

ABSTRACT

Introduction: Heart rate monitors connected to smartphone apps have emerged as an alternative to electrocardiograms (ECG) for recording heart rate variability (HRV). However, these devices face limitations, such as app dependency and the need for coaching staff to access athletes' individual devices. As an alternative, our research group is developing a web-based platform, including a module for recording HRV using a heart rate monitor, which requires validation of its accuracy. Tools with high administrative practicality are preferred for daily monitoring of training load responses. While it is widely accepted that monitoring should not rely on a single tool, it remains necessary to investigate which variables best reflect athletes' psychophysiological states. **Objective:** To verify the accuracy of HRV indices recorded by the web platform and heart rate monitor compared to ECG and test the sensitivity of sRPE, PRS, well-being, HRV, and CMJ variables over a mesocycle with intentionally variable training loads in track and field athletes. **Methods:** For the validation phase, 22 track and field athletes (11 men, mean age 17.1 ± 6.58 years) participated. HRV was recorded for five minutes using ECG and the web platform connected to a heart rate monitor simultaneously in the supine position. Time-domain (HR, MeanRR, SDNN, pNN50, rMSSD), frequency-domain (LF, HF), and nonlinear (SD1, SD2) indices were compared using t-tests, Pearson correlation, intraclass correlation coefficient (ICC), simple linear regression, and Bland-Altman analyses. To assess variable responses to training load fluctuations, 26 athletes (national and continental levels, mean age 18.6 ± 7.98 years; middle-distance runners [n=18; 10 men] and sprinters [n=8; 5 men]) completed four microcycles (six training sessions each): one ordinary, two overload (30% volume and 20% intensity increases), and one regenerative (50% load reduction). Measurements were taken daily before (PRS, well-being, HRV, and CMJ) and after (sRPE) training sessions, or twice a week (creatine kinase [CK]). **Results:** In the validation phase, time-domain p-values ranged from 0.94 to 0.99, with ICC and Pearson correlations above 0.99, EPE < 1.82%, and EC between 0.00% and 0.69%. In the frequency domain, p-values ranged from 0.89 to 0.96, ICC from 0.93 to 0.98, Pearson correlation from 0.89 to 0.96, and EPE was 26% (LF) and 17% (HF), with EC of -1.1% (LF) and 3.4% (HF). For Poincaré indices, SD1 and SD2 showed p-values between 0.94 and 0.96, ICC and Pearson correlations of 0.99, EPE < 1.80%, and EC < 0.67%. In the sensitivity phase, weekly mean analysis revealed that during the overload microcycle, sRPE and fatigue scale scores increased, while PRS significantly decreased. In the regenerative microcycle, sRPE and fatigue decreased, while PRS, rMSSD, and CMJ significantly increased, with CK remaining unchanged. Daily data analysis showed that HRV indices (rMSSD, pNN50, and SD1) and CK were sensitive to training load variations. **Conclusion:** The web platform and heart rate monitor provided valid HRV data in time, frequency, and nonlinear domains compared to ECG. sRPE, PRS, and the fatigue scale from the well-being questionnaire were sensitive to accumulated fatigue and recovery, while CMJ and rMSSD were sensitive to recovery alone.

Keywords: heart rate variability, web platform, electrocardiogram, SmartTraining, training loads, physiological monitoring, fatigue, recovery.

LISTA DE ILUSRAÇÕES

Figura 1. Sistemas fisiológicos afetados pelo excesso de treinamento. Adaptado de Lehmann et al., 1998

Figura 2. Dano muscular induzido pelo exercício

Figura 3. Escalas para avaliação da percepção de dor

Figura 4. Exemplo de uma análise das variações de desempenho no CMJ em por meio da mínima diferença individual (MID). Adaptado de Claudino et al., (2016).

Figura 5. Inervação do sistema nervoso dirigida ao coração.

Figura 6. Utilização de cinta torácica para registro da variabilidade da frequência cardíaca

Figura 7. Plotagem de Poincaré

Figura 8. Tela de login da plataforma

Figura 9. Tela do questionário de percepção subjetiva de recuperação

Figura 10. Tela do questionário de percepção subjetiva do esforço da sessão de treino

Figura 11. Tela do questionário de percepção de bem-estar

Figura 12. Tela de avaliação da variabilidade da frequência cardíaca

Figura 13. Tela de avaliação da altura do salto com contramovimento

Figura 14. Tela de visualização dos dados

Figura 15. Desenho do estudo da avaliação das respostas crônicas a um mesociclo de treinamento

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Exemplo prático do cálculo da MID.

Tabela 2. Questionários mais utilizados na monitoração de atletas

Tabela 3. Índices da variabilidade da frequência cardíaca.

LISTA DE ABREVIATURAS

ACh – Acetilcolina
ACTH – Hormônio Adrenocorticotrófico
AGP – Alfa 1 Glicoproteína Ácida
BRUMS – Escala de Humor de Brunel
CAOT – Capacidade Antioxidante Total
CAT – Catalase
CK – Creatina Quinase
CMJ – CounterMovement Jump
CSS – *Cascading Style Sheets*
DALDA – Questionário de Análises Diárias de Exigências de Vida para Atletas
DMIT – Dor Muscular de Início Tardio
DXA - Absorciometria de Raios-X de Dupla Energia
E – Epinefrina
EC – Erro Constante
ECG – Eletrocardiograma
EPE – Erro Padrão da Estimativa
ERO's – Espécies Reativas de Oxigênio
ETM – Erro Típico de Medida
FC – Frequência Cardíaca
FFT - Transformada Rápida de Fourier
GPX – Glutathione Peroxidase
GSH – Glutathione Redutase
HF – Alta Frequência
HTML – *Hypertext Markup Language*
ICC - Coeficiente de Correlação Intraclassa
IL-1 – Interleucina 1
IL-10 – Interleucina 10
IL-4 – Interleucina 4

IL-6 – Interleucina 6

IMC - Índice de Massa Corporal

LDH – Lactato Desidrogenase

LF – Baixa Frequência

LF/HF – Razão LF/HF

LH – Hormônio Luteinizante

Ln – Logaritmo Natural

MDA – Malondialdeído

MEanRR – Média dos Intervalos RR

MID – Minimal Individual Difference

MPO – Mieloperoxidase

MTDS - Escala Modelo de Avaliação de Dificuldades de Treinamento

NE – Noradrenalina

NN50 – Número de Intervalos RR com Diferença Acima de 50 Milissegundos

NRS – Escala de Avaliação Numérica

Nu – unidades normalizadas

pNN50 – Percentual de Intervalos RR com Diferença Acima de 50 Milissegundos

POMS – Perfil de Estados de Humor

PSE – Escala de Percepção Subjetiva de Esforço do Treino

PSR – Escala de Percepção Subjetiva de Recuperação

PTH – Perturbação Total de Humor

RESTQ-Sport – Questionário de Estresse e Recuperação de Atletas

rMSSD – Raiz Quadrada do Somatório do Quadrado da Diferença dos Intervalos RR Adjacentes

S/PS – Simpático/Parassimpático

SD1 – Desvio Padrão da Variabilidade Instantânea dos Intervalos RR Medida a Partir de Gráficos de Poincaré

SD1/SD2 – Razão SD1/SD2

SD2 – Desvio Padrão da Variabilidade dos Intervalos RR a Longo Prazo Medida a Partir de Gráficos de Poincaré

SDNN – Desvio Padrão dos Intervalos RR

SNA – Sistema Nervoso Autônomo
SNC – Sistema Nervoso Central
SNS – Sistema Nervoso Simpático
SOD – Superóxido Dismutase
SS – Estresse
SUS - Escala de Usabilidade do Sistema
TCLE - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
TNF – Fator de Necrose Tumoral
TP – Poder Total
TRIMP – Training Impulse
UA – Unidades Arbitrárias
UFPB - Universidade Federal da Paraíba
VAS – Escala Visual Analógica
VFC – Variabilidade da Frequência Cardíaca
VLF – Muito Baixa Frequência

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	17
2	OBJETIVOS	20
2.1	GERAL	20
2.2	ESPECÍFICOS	20
3.	REFERENCIAL TEÓRICO	21
3.1.	EVOLUÇÃO HISTÓRICA DO CONTROLE DAS CARGAS DE TREINO	21
3.2.	INDICADORES DE CONDIÇÕES FISIOLÓGICAS DE ATLETAS	23
3.2.1.	Dano muscular	25
3.2.2.	Inflamação sistêmica	30
3.2.3.	Estresse oxidativo	31
3.2.4.	Alterações a nível neuronal	32
3.3.	TESTES COM PRATICABILIDADE ADMINISTRATIVA: FORÇA EXPLOSIVA E PERCEPÇÃO SUBJETIVA	36
3.4.	VFC: UMA ALTERNATIVA IGUALMENTE PRÁTICA PARA MONITORAÇÃO.	47
3.5.	USO DE WEARABLES E APLICATIVOS DE SMARTPHONES NO CONTEXTO ESPORTIVO.	55
4.	PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS	59
4.1.	CARACTERIZAÇÃO DO ESTUDO	59
4.2.	SUJEITOS	59
4.3.	ASPECTOS ÉTICOS	59
4.4.	DESENHO DO ESTUDO	59
4.5.	DESENVOLVIMENTO DA PLATAFORMA WEB	60
4.7.	VALIDAÇÃO DA VARIABILIDADE DA FREQUENCIA CARDIACA	66
4.8.	AVALIAÇÃO DAS RESPOSTAS CRÔNICAS A UM MESOCICLO DE TREINAMENTO	67
4.8.1.	Procedimentos pré experimentais	67
4.8.3.	Variabilidade da Frequência Cardíaca (VFC)	68
4.8.4.	Questionários de bem-estar e recuperação total	69
4.8.5.	Salto Vertical com contramovimento	70
4.8.6.	Percepção de esforço da sessão (PSE)	70
4.8.7.	Coleta sanguínea	70
4.9.	ANÁLISE ESTATÍSTICA	71
5.	APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS	72
	ARTIGO 1 – submetido para a revista Journal of Sports Sciences	72
	Sensitivity of Integrated Tools for Monitoring Athletes' Physiological State Under Different External Training Loads	72
	ARTIGO 2	94

Validação de Instrumento de Avaliação da Variabilidade da Frequência Cardíaca por meio de uma Plataforma Web	94
---	-----------

1 INTRODUÇÃO

Assim como o excesso de treinamento pode induzir efeitos indesejados sobre a saúde e o desempenho de atletas (overreaching não funcional ou overtraining), baixas cargas de treino não exploram todo o potencial do princípio da adaptação, levando o atleta a subdimensionar sua performance (Meeusen *et al.*, 2013; Nederhof *et al.*, 2008). Desse modo, a adequada carga de treinamento permite garantir um equilíbrio entre estresse / recuperação promovendo melhorias do desempenho (Schwellnus *et al.*, 2016; Soligard *et al.*, 2016). Neste contexto, no treinamento desportivo moderno, muita atenção tem sido dada para a quantificação não somente dos estímulos de treinamento, mas da resposta fisiológica a estes estímulos (Campos *et al.*, 2022).

Desde a década de 70 do século passado, já foram amplamente difundidas propostas como a de Raul Molett (1960), indicando que as tarefas realizadas nas sessões de treinamento são o elemento mais importante para determinar a performance, mas que estas dependem em muito de todas as demais tarefas realizadas pelo atleta a cada 24 horas, o que ficou conhecido como “treinamento invisível”. Atualmente, a monitoração do estado fisiológico frente às cargas de treino, somada ao “treinamento invisível” é considerado uma tarefa decisiva/rotineira (Izzicupo *et al.*, 2019), uma vez que o conjunto das variáveis do treino (horas de treinamento, distância percorrida, peso levantado ou número de jogos disputados), além de outros fatores como viagens, pressões ocupacionais e dificuldades interpessoais, quantidade / qualidade do sono e descanso, quantidade e qualidade da nutrição, influenciam diretamente na recuperação do atleta (Armstrong e VanHeest, 2002; Jones e Tenenbaum, 2009; Meeusen *et al.*, 2013; Schwellnus *et al.*, 2016).

O controle do treino do atleta em décadas passadas era feito apenas pela observação do resultado de todo o processo do treinamento, ou seja, pelo desempenho na própria atividade, sendo esta medida realizada esporadicamente nos treinamentos ou nas competições (Foster, Rodriguez-Marroyo e Koning, de, 2017). Desde então, estas avaliações passaram a ser realizadas cada vez mais frequente, chegando a ser uma rotina diária (Bourdon, P. *et al.*, 2017).

Para a monitoração das respostas fisiológicas, tem sido proposto a utilização de medidas bioquímicas, hormonais, neurais, psicométricas, qualidade de sono e de desempenho (Buchheit, 2014a; Halson, 2019; Laurent *et al.*, 2011; Meeusen *et al.*, 2013; Saw, Anna E., Main e Gatin, 2015). Entretanto, não existe uma ferramenta ideal, pois nenhuma dessas é capaz de sozinha, diagnosticar a condição fisiológica com precisão (Bourdon, P. *et al.*, 2017; Carfagno e Hendrix, 2014; Meeusen *et al.*, 2013), até porque esta é uma condição multifatorial, que está associada a

aspectos musculares, inflamatórios, neurais e imunológicos e sofrem influência de fatores emocionais e comportamentais (Peake *et al.*, 2017). Desse modo, é necessário a utilização de um conjunto de ferramentas simultaneamente.

Embora sejam amplamente utilizadas nas pesquisas científicas, a grande maioria dessas ferramentas apresentam limitações para uma monitoração cotidiana do atleta. Os instrumentos são de alto custo financeiro, ou de baixa portabilidade e difícil transporte para os ambientes de competição ou possuem procedimentos invasivos ou que demandam muito tempo e esforço entre a coleta do dado e o fornecimento da informação, ou exigem conhecimento técnico especializado. Em síntese a grande maioria das ferramentas atuais são de baixa praticabilidade administrativa. Acontecem ainda de alguns testes obrigarem o atleta a suspender suas rotinas de treino para que o teste seja realizado, de modo que muitos técnicos e atletas reconhecem a importância do teste, mas o fazem apenas esporadicamente ao longo de uma temporada. Desse modo, apesar de existir um razoável repertório de testes disponíveis, estes têm sido muito pouco adotado na prática do treinamento desportivo.

Observa-se em clubes, e seleções nacionais que a comissão técnica tem lançado mão de testes que não tenham alta praticabilidade administrativa. Neste sentido, tem ganhado preferência, testes de força explosiva de membros inferiores (saltos) para avaliar a fadiga crônica de acordo com o estado muscular do atleta (Claudino *et al.*, 2017) e testes de percepção subjetiva para avaliar a sensação de recuperação, esforço e bem-estar (Saw, Main e Gastin, 2016).

Outra variável que pode ser medida de forma muito prática é a variabilidade da frequência cardíaca (VFC) (Dobbs *et al.*, 2019). Em condições de excessivas cargas de treino e / ou descanso inadequado, atletas desenvolvem um processo de inflamação sistêmica (Smith, 2000), acompanhada de estresse oxidativo (Tanskanen, Atalay e Uusitalo, 2010), que repercutem em alterações a nível cerebral, das quais incluem as alterações de humor avaliados nos questionários de percepção subjetiva e na modulação do sistema nervoso autonômico, com aumento simpático e redução parassimpática. Esta condição pode ser avaliada pela VFC que pode ser mensurada por um teste validado utilizando apenas uma cinta transmissora de frequência cardíaca e / ou um aplicativo para smartphone (Dobbs *et al.*, 2019; Pereira *et al.*, 2020), e leva apenas 10s a 5 minutos para execução dependendo do índice a ser avaliado.

Considerando o consenso de que a monitoração do atleta não se limita a uma única ferramenta (Bourdon, P. *et al.*, 2017), elas devem ser utilizadas para se complementarem, de modo que seja detectado precocemente os sintomas de inadequada adaptação fisiológicas frente

as cargas de treino / recuperação para que haja uma intervenção apropriada. A força explosiva de membros inferiores, percepção subjetiva de recuperação, esforço e bem-estar e VFC tem bom repertório de utilização, mas até o momento nenhum estudo foi conduzido para testar a possibilidade de que estas três variáveis possam informar melhor o estado fisiológico do atleta em conjunto do que de maneira isolada.

A despeito da ausência de estudos verificando esta informação conjunta, já existem propostas de produtos comerciais desta avaliação múltipla destinados a atletas. É o caso do Polar Smart Coaching que ajuda o usuário a gerenciar vários aspectos da carga de treino e da recuperação. Esta ferramenta propõe, inclusive, ajustes das cargas de treino ou do descanso, de acordo com a VFC, o sono e a potência de corrida. Outro caso é o Training Peaks, que também auxilia o usuário no acompanhamento do treinamento além de informar profissionais de educação física cadastrados e que estão próximos, para atuar como treinadores.

A despeito de este conceito de múltiplas variáveis, gerando informações quanto ao estado fisiológico do atleta já estar sendo adotada no mercado, o estado da arte da literatura científica ainda não determinou a validade desta proposta. Entretanto, o fato de que esta proposta de monitoração já está sendo aplicada pelo mercado reforça ainda mais a necessidade da investigação de sua eficácia.

Diante disto, neste estudo será testada a hipótese de que a força explosiva, aliada a atividade nervosa autonômica cardíaca e a percepção subjetiva de recuperação, esforço e bem-estar, acompanham a evolução do acúmulo de fadiga e a recuperação ao longo de mesociclo com cargas intencionalmente ordinárias, de choque e regenerativas, de forma mais adequada do que somente uma delas isoladamente oportunizando ao atleta uma ferramenta que apresenta validade ecológica, praticidade/baixo custo e segurança na monitoração do seu estado fisiológico.

Para tornar esta aplicação possível, neste estudo será desenvolvido uma plataforma web que integrará o registro do salto vertical com contramovimento, da variabilidade da frequência cardíaca e da percepção subjetiva de recuperação, esforço e bem-estar, de modo que todos os dados destas avaliações serão integrados no mesmo ambiente tornando-as ainda mais práticas e eficientes, e com entrada de dados única. Portanto, além de responder a uma pergunta científica, este projeto tem caráter também de inovação.

2 OBJETIVOS

2.1 GERAL

Testar a sensibilidade da força explosiva, variabilidade da frequência cardíaca e a percepção subjetiva de recuperação, esforço e bem-estar em conjunto durante um mesociclo com cargas intencionalmente ordinárias, de choque e regenerativas.

2.2 ESPECÍFICOS

Desenvolver uma plataforma web para registro da altura do salto vertical, variabilidade da frequência cardíaca e percepção subjetiva de recuperação, esforço e bem-estar;

Verificar a acurácia do registro da variabilidade da frequência cardíaca pela plataforma web em comparação com o padrão ouro;

Analisar a resposta destas medidas em conjunto durante um mesociclo com aumento e redução das cargas externas de treino.

3. REFERENCIAL TEÓRICO

3.1. EVOLUÇÃO HISTÓRICA DO CONTROLE DAS CARGAS DE TREINO

Embora o treinamento físico seja o principal elemento para determinar a performance do atleta, fatores externos como qualidade do sono, alimentação, e exigências laborais e pessoais influenciam diretamente as adaptações ao treinamento (Izzicupo *et al.*, 2019). Desse modo, o monitoramento do estado fisiológico em resposta às cargas de treinamento e à fatores extra treino é um fator essencial para auxiliar o desenvolvimento de programas de treinamento e recuperação adequados para otimizar o desempenho e reduzir a incidência de lesões de atletas (Roos *et al.*, 2013).

A primeira evidência de monitoração de treinamento foi no século passado, na Escandinávia, quando alguns atletas olímpicos treinavam carregando um cronômetro manual (Foster, Rodriguez-Marroyo e Koning, de, 2017). No entanto, não se sabe se eles estavam utilizando o cronômetro para aprender o ritmo de corrida ou para monitorar o progresso. Pouco depois, o conceito de treinamento “fartlek” foi criado na Suécia pelo atleta Gösta Holmér. Embora fosse entendido como um treinamento semiestruturado, o fartlek era um treinamento realizado com uma variação de velocidades ou ritmos com alguns segmentos correspondendo ao ritmo da corrida e com variações de terreno, sendo conhecido como “brincar de correr” (Foster, Rodriguez-Marroyo e Koning, de, 2017).

Nesse período, Gundar Hägg, percebeu que o treinamento de alto volume estava desgastando e causando doenças frequentes. Desse modo, ele modificou seu treinamento reduzindo o volume de treino, passando de um treinamento com volume muito alto para a realização de um treinamento *fartlek* muito mais intenso. Desse modo, os atletas tomavam decisões com base na percepção dos resultados dos programas de treinamento.

Ao final da década de 30, na Alemanha, o treinamento intervalado foi utilizado como uma maneira de quantificar a carga de treinamento. O treinamento era quantificado baseado em sprints repetidos a uma frequência cardíaca de 180bpm e períodos de recuperação entre os sprints à 120bpm. Segundo estes autores, à medida que o atleta se adaptava ao treinamento e melhorava o condicionamento físico, era necessário aumentar a velocidade dos sprints (intensidade) ou aumentar o número de repetições (volume) para fornecer um estresse adequado que elevasse a frequência cardíaca a 180bpm. Como os atletas que realizavam este método de treinamento de maneira monitorada obtiveram boas adaptações ao treinamento, este método foi rapidamente adotado em todo mundo.

A partir da década de 60, foram desenvolvidos conceitos da periodização do treinamento, ritmo de treino e ritmo de corrida. Esse período da história ficou conhecido como o período da carga de treinamento externa, onde o conceito de monitoração do treinamento significava que o resultado obtido na sessão de treinamento era esperado na competição, sendo essa avaliação do desempenho realizada esporadicamente (Foster, Rodriguez-Marroyo e Koning, de, 2017). No início da década de 80, com novos instrumentos de monitoração (monitores rádio telemétricos de frequência cardíaca, analisador de lactato e de gases respiratórios), a literatura pôde fornecer melhores opções para a monitoração das respostas fisiológicas durante períodos de treinamento e competições, surgindo assim o conceito de carga interna de treinamento.

O conceito de carga de treinamento atualmente pode ser ambíguo, mas é definido como a “quantidade cumulativa de estresse sobre um indivíduo em uma única ou várias sessões de treinamento, durante um período” (Soligard *et al.*, 2016). As medidas de carga de treinamento podem ser categorizadas como internas ou externas. A carga externa de treinamento é quantificada por meio medidas objetivas do trabalho realizado pelo atleta durante treinamento ou competição (por exemplo: volume, intensidade) (Bourdon, P. *et al.*, 2017; Foster, Rodriguez-Marroyo e Koning, de, 2017; Williams *et al.*, 2017).

A carga externa de treinamento resultará em respostas fisiológicas e psicológicas em cada indivíduo, que são referidas como carga interna (por exemplo: variabilidade da frequência cardíaca, lactato sanguíneo, classificações de esforço percebido) (Coutts, Slattery e Wallace, 2007; Foster, Rodriguez-Marroyo e Koning, de, 2017; Halson, 2014; Nakamura, Moreira e Aoki, 2010). Atualmente, para a monitoração de como o atleta está respondendo às cargas de treinamento e sua recuperação, estão disponíveis marcadores de dano muscular, imunológicos, hormonais, neurais, inflamatórios, estresse oxidativo, qualidade de sono, desempenho e percepção subjetiva de esforço, bem-estar e recuperação (Carfagno e Hendrix, 2014; Meeusen *et al.*, 2013; Urhausen e Kindermann, 2002).

3.2. INDICADORES DE CONDIÇÕES FISIOLÓGICAS DE ATLETAS

A monitoração de como o atleta está respondendo às cargas de treinamento pode ser feita mapeando sistemas fisiológicos que são afetados pelo treinamento. Uma boa visão dos sistemas fisiológicos afetados pelo treinamento está apresentada na figura 1. O treinamento físico promove dano muscular gerando inflamação local para fins de reparação tecidual. Recuperação inadequada pode levar a evolução dessa inflamação local para uma inflamação a níveis sistêmicos que é acompanhado por aumento de estresse oxidativo (Gomez-Cabrera *et al.*, 2021) que repercute a nível neural com alterações hormonais (aumento de catecolaminas e cortisol e redução de testosterona) (Cadegiani *et al.*, 2020), comportamentais (alterações de humor, distúrbios do sono, sintomas de depressão, redução de apetite) (Cadegiani e Kater, 2019) além de hiperatividade simpática e hipoatividade parassimpática (Meur, le *et al.*, 2013). Desse modo, como esta é uma condição multifatorial, a literatura atual propõe a utilização de um conjunto de ferramentas simultaneamente para a monitoração do estado fisiológico (Carrard *et al.*, 2021).

Sendo o exercício físico caracterizado por repetidas contrações musculares, o primeiro sistema mais nitidamente afetado pelo treinamento é o sistema muscular (Cheng, Jude e Lanner, 2020). O estado do tecido muscular é um excelente e direto indicador da relação entre carga de treino / recuperação (Peake *et al.*, 2017). O treinamento intenso gera produção de espécies reativas, das quais a mais prevalente são as espécies reativas de oxigênio (Tanskanen, Atalay e Uusitalo, 2010). Do mesmo modo, o dano muscular gera produção de substâncias inflamatórias como a prostaglandina que media a inflamação local (Peake *et al.*, 2017). Adicionalmente citocinas, que são substâncias ainda mais poderosamente inflamatórias, são produzidas para mediar a inflamação à nível local (muscular), mas principalmente a inflamação à nível sistêmico (Cheng, Jude e Lanner, 2020).

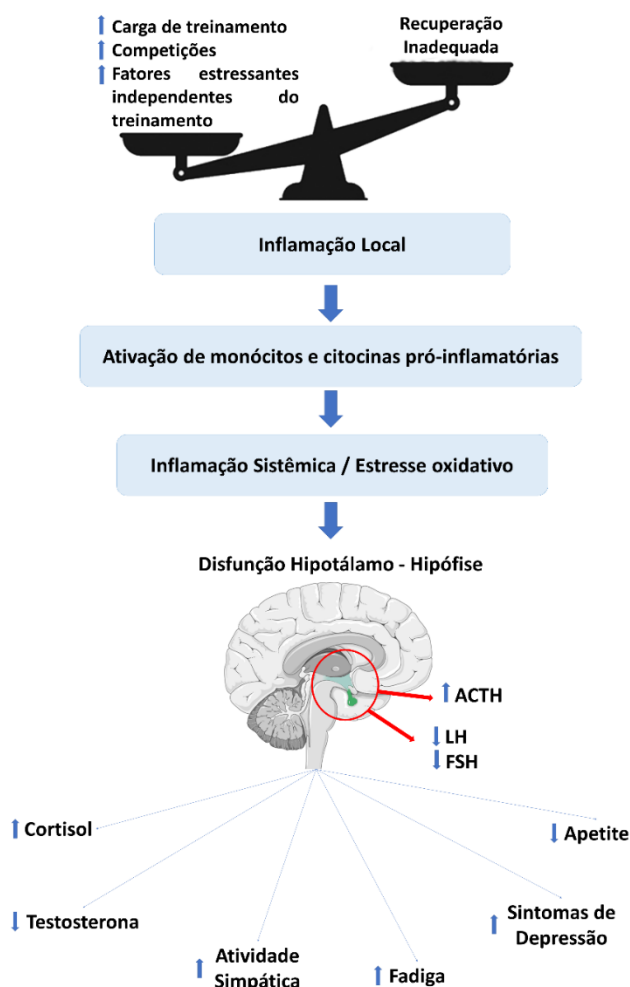


Figura 1. Sistemas fisiológicos afetados pelo excesso de treinamento. Adaptado de Lehmann et al., 1998.

A inflamação sistêmica é uma condição indesejável para o atleta, mas que ocorre em casos de desbalanço crônico na relação treino / descanso (Cheng, Jude e Lanner, 2020; Tidball, 2017). Como visto na figura 1, ela é mais preocupante porque as substâncias inflamatórias no sangue atravessam barreira hemato – encefálica, atingindo os neurônios, afetando a atividade do sistema nervoso central, particularmente a nível cerebral, que por sua vez afeta o controle do eixo hipotálamo - hipófise. A consequência disso, é que hormônios produzidos pela hipófise, que controlam a ação de outras glândulas, que por sua vez, produzem hormônios envolvido nas adaptações ao exercício físico, são afetados (Smith, 2000). O aumento do hormônio hipofisário adrenocorticotrófico, resulta em aumento da produção de catecolaminas (adrenalina e noradrenalina) e cortisol. Ocorre também redução de gonadotrofinas, com consequente redução dos hormônios testosterona, progesterona e estradiol

(Cadegiani *et al.*, 2020). Finalmente, o desbalanço no sistema nervoso central promove aumento da atividade simpática e redução da atividade parassimpática (Buchheit, 2014a), e alterações comportamentais, perturbação de humor, sintomas de depressão, redução de apetite (Saw, Main e Gatin, 2016).

Portanto, vários sistemas fisiológicos podem ser afetados, fisiológica ou patologicamente pelo treino adequado ou inadequado, respectivamente, e existem marcadores para cada um desses sistemas que serão abordados no tópico seguinte.

3.2.1. Dano muscular

O dano muscular induzido pelo exercício é uma condição caracterizada por ruptura miofibrilar ultraestrutural (ruptura da linha Z e sarcômeros), com consequente efluxo sistêmico (extravasamento de material bioquímico para sangue) de enzimas e proteínas miocelulares seguido por edema, dor muscular de início tardio, amplitude de movimento reduzida, redução de força e potência muscular (figura 2) (Peake *et al.*, 2017). Este fenômeno ocorre após a realização de exercícios com ações musculares excêntricas predominantes, exercícios intensos prolongados ou em casos em que o indivíduo realiza exercícios aos quais não está habituado (Vissing *et al.*, 2008).

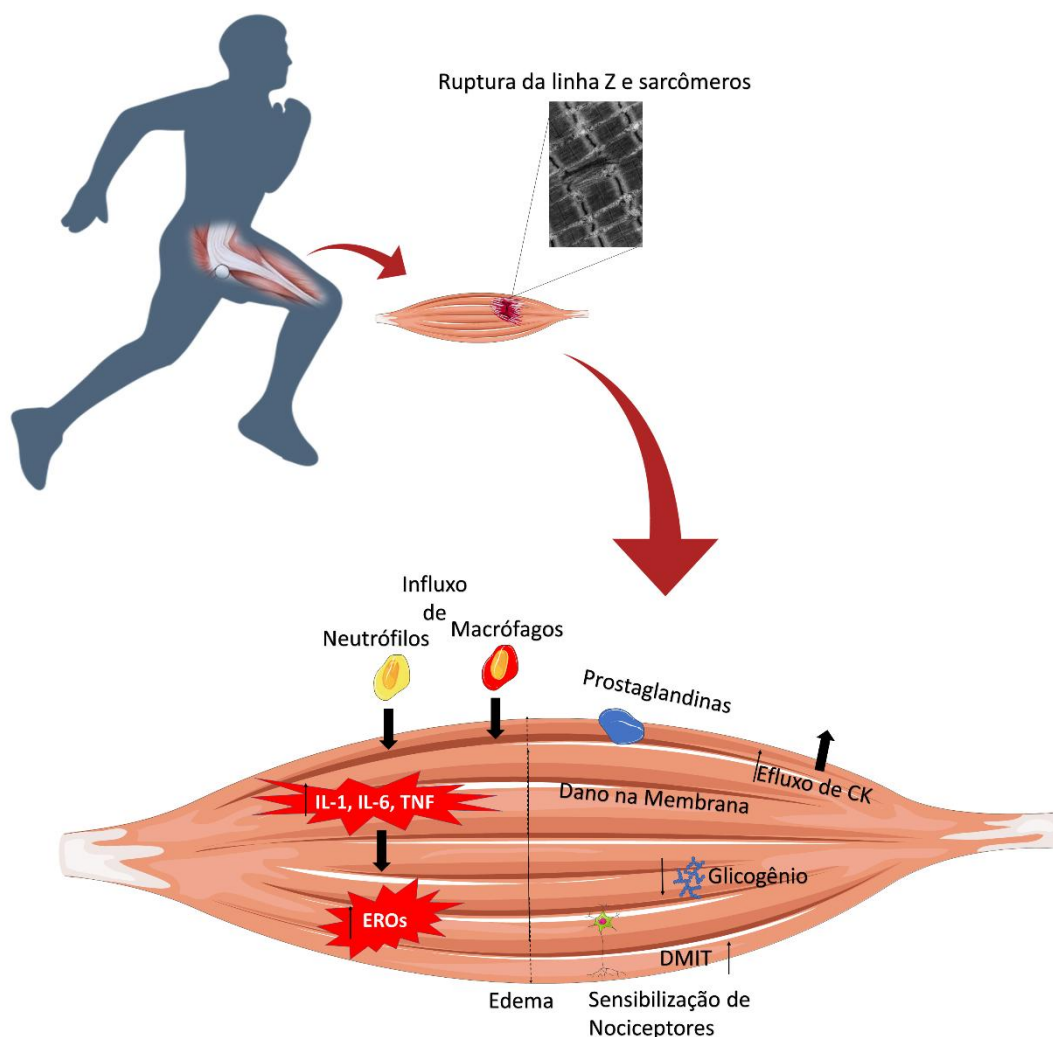


Figura 2. Dano muscular induzido pelo exercício. Fonte: autoria própria.

Esse dano imposto pelo exercício estimula uma resposta inflamatória local para início do reparo e subsequente remodelamento dos tecidos para condições melhores do que as pré microlesões (Hyldahl e Hubal, 2014; Peake *et al.*, 2017). Desse modo, na fase inicial do reparo, há liberação de prostaglandinas que promove vasodilatação e aumento da permeabilidade do endotélio vascular, favorecendo o influxo de células que participam do processo de reparo (Tidball, 2005). Poucas horas após o dano muscular (aproximadamente entre 1 e 6 horas), os músculos experimentam uma rápida ativação das células mieloides residentes (células do sistema imunológico que atuam na defesa do organismo contra infecções e no processo de inflamação) e a invasão por neutrófilos e macrófagos. Os neutrófilos são os primeiros a migrar para o tecido lesionado englobando qualquer partícula estranha por fagocitose. Após isso, ocorre a chegada dos monócitos que ao entrar no tecido danificado se transformam em macrófagos, que têm a função de fagocitar (englobar e destruir) para remoção

de tecido danificado (após a ação inicial dos neutrófilos) e pela liberação de citocinas que regulam a resposta inflamatória (interleucina 1 (IL-1), interleucina 6 (IL-6), fator de necrose tumoral (TNF)) (Tidball, 2005).

As citocinas, desempenha papel importante na regeneração muscular, pois são potenciais ativadoras da proliferação de células precursoras miogênicas (células satélites) (Järvinen *et al.*, 2005). A maior parte da capacidade regenerativa dos músculos lesionados é atribuída às células miogênicas, que normalmente residem em estado de repouso, entre as membranas plasmática e basal, que compõem a célula muscular (MAURO, 1961). Após sua ativação, entram no ciclo celular e se dividem. À medida que a miogênese prossegue, algumas células satélites ativadas retornam à quietude e renovam a população de reserva de células satélites, enquanto outras saem do ciclo celular para sofrer diferenciação. Quando ativadas, se diferenciam em mioblastos contendo um novo núcleo central e migram para região lesionada e se funde às células musculares acelerando o processo regenerativo. Por outro lado, pode sofrer diferenciação e se fundir com os miócitos vizinhos para formar miotubos multinucleados que sofrem diferenciação terminal para se tornarem novas fibras musculares, o que caracteriza a hiperplasia (Tidball, Dorshkind e Wehling-Henricks, 2014).

O progresso das células musculares nos estágios regenerativos iniciais coincide com uma mudança de macrófagos que passa a expressar citocinas anti-inflamatórias (interleucina 10 (IL-10), interleucina 4 (IL-4)). À medida que a regeneração e o crescimento muscular prosseguem para restaurar a homeostase normal, a resposta inflamatória é lentamente resolvida (Tidball, 2017; Tidball, Dorshkind e Wehling-Henricks, 2014).

O dano muscular induzido pelo exercício pode levar a adaptações positivas. No entanto, também pode causar danos se a intensidade, duração ou frequência de treino exceder a capacidade do músculo se recuperar do estresse ao qual foi submetido. Sendo assim, recuperação inadequada pode contribuir para um espiral negativo, sendo esse processo, o agente etiológico da síndrome do *overtraining* (Cheng, Jude e Lanner, 2020; Peake *et al.*, 2017).

Como o dano muscular causa extravasamento de material bioquímico para sangue, dor muscular e redução da força, para monitorar este fenômeno são propostas na literatura a avaliação de medidas bioquímicas, da percepção subjetiva de dor e do desempenho neuromuscular, respectivamente.

A análise bioquímica avalia os níveis séricos de enzimas intramusculares marcadoras indiretas de dano muscular, que devido ao efluxo resultante das microlesões induzidas pelo exercício estão presentes no sangue (Cheng, Jude e Lanner, 2020). Entre eles

estão as enzimas creatina quinase (CK) e lactato desidrogenase (LDH), o DNA sérico (Breitbach, Tug e Simon, 2012), o aminoácido 3-metil histidina (Gleeson, 2002) e as proteínas miocelulares como mioglobina (Brancaccio, Lippi e Maffulli, 2010).

O material bioquímico mais utilizado para a monitoração no contexto esportivo é a CK (Haller *et al.*, 2023). Elevadas quantidades dessa enzima no sangue após exercício, indica que o músculo sofreu danos induzidos pelo exercício, o que resultou em extravasamento de conteúdo de CK para o sangue (Hagstrom e Shorter, 2018). Lippi *et al.* (2008) verificaram um aumento de 178,7% nas concentrações séricas de CK após uma corrida de 21km. Enquanto isso, após uma corrida de 42km, França *et al.* (2006) mostraram aumento de 251% nas concentrações de CK. Após uma ultramaratona de 100km, o nível sérico de CK aumentou em 1.077,6% (Žáková *et al.*, 2017). Além disso, após uma competição de Ironman com 3,6km de natação, 180km de ciclismo e 42km de corrida os níveis séricos de CK se elevaram 27,7 vezes (Suzuki *et al.*, 2006).

Apesar de ser amplamente utilizada, uma limitação da utilização da CK para a monitoração das cargas de treinamento é a dificuldade em determinar os níveis séricos que é considerado anormal. Os estudos comparavam os valores de CK de atletas com valores de referência para população geral (57-197 U/L), no entanto, esta abordagem é inadequada pois mesmo em repouso atletas podem apresentar níveis séricos de CK mais elevados do que a população geral (82–1083 U/L) (Mougios, 2007).

Outra ferramenta utilizada para a monitoração indireta do dano muscular é a percepção subjetiva de dor. O acúmulo de líquido intersticial que promove edema intramuscular dos músculos microlesionados, bem como a presença de diversas substâncias pró-inflamatórias, (histamina, bradicininas e prostaglandinas) são descritos como responsáveis pela ativação de nociceptores e sensação de dor (Hotfiel *et al.*, 2018). As primeiras manifestações da dor muscular de início tardio (DMIT) têm início 6-12h após o exercício e aumentam progressivamente até atingir um nível máximo de dor em 48-72h, diminuindo e, eventualmente, desaparecendo em 5 a 7 dias (Heiss *et al.*, 2019; Hotfiel *et al.*, 2018).

Para monitoração da DMIT são utilizadas escalas analógicas visuais de percepção subjetiva de dor como, por exemplo, a escala de avaliação numérica (NRS) e a escala visual analógica (VAS) (figura 3). Na escala de avaliação numérica o atleta é solicitado a atribuir uma pontuação numérica representando a intensidade da dor conforme sua percepção em uma escala de 0 a 10, sendo 0 para “sem dor” e 10 para “pior dor de todas”. Por outro lado, a escala visual analógica, é uma ferramenta gráfica com uma linha horizontal de 100 mm com a extremidade

esquerda marcada como "sem dor" e a extremidade direita marcada como "pior dor de todas". O atleta é solicitado a desenhar uma linha vertical para indicar na escala horizontal um ponto que corresponda à intensidade da dor percebida. O comprimento da extremidade esquerda até a marca vertical feita pelo atleta é medido em milímetros.

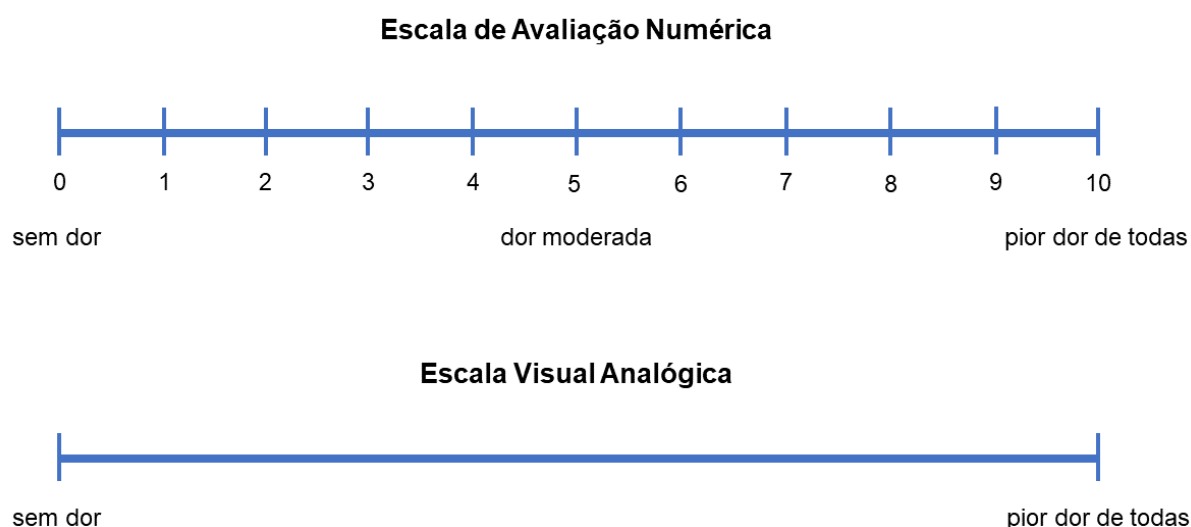


Figura 3. Escalas para avaliação da percepção de dor. Fonte: autoria própria.

Thompson et al. (1999) verificaram o efeito da corrida intermitente prolongada de alta intensidade nos níveis percebidos de dor e mostrou que a DMIT permaneceu elevada até 72h em comparação com os níveis basais. Keane et al. (2015) mostraram que a DMIT atingiu o pico em 48 horas e permaneceu significativamente elevada em 72 horas após o exercício. Esse comportamento foi seguido pela redução no desempenho do sprint que também foi afetado negativamente imediatamente após, 24, 48 e 72 horas após o exercício de sprints repetidos.

Diante de exercícios extenuantes e / ou excêntricos a funcionalidade dos sarcômeros, que foram tensionados ativamente para além do comprimento ideal, se encontra prejudicada (Proske e Morgan, 2001). Desse modo, a redução na força, uma consequência com potencial ação limitadora do desempenho físico, tem sido utilizada para a monitoração do dano muscular induzido pelo exercício. Estudos prévios que verificaram a associação temporal entre a extensão da perda de força muscular após o exercício e o tempo necessário para recuperação da força muscular a níveis prévios, mostraram que quanto maior a redução da força após o exercício, maior é o tempo necessário para sua recuperação (Cheng, Jude e Lanner, 2020; Malm *et al.*, 2004). O teste de força mais utilizado devido a sua praticidade na aplicação, é o salto vertical com contramovimento que será apresentado no tópico 5.3.

3.2.2. Inflamação sistêmica

Sabe-se que as ações mecânicas sobre as estruturas musculares geradas pelo exercício desencadeiam microlesão e a ativação de macrófagos e várias citocinas (Tidball, 2017), primeiramente as pro - inflamatórias e depois as anti-inflamatórias para consolidar a cura muscular. Entretanto, o desbalanço treino / recuperação, pode induzir a uma elevação persistente de citocinas pro-inflamatórias (Rocha, da *et al.*, 2019; Smith, 2000) e, posteriormente esta inflamação ganha proporções sistêmicas. Essa inflamação a nível sistêmico envolve ativação de monócitos circulantes que podem sintetizar grandes quantidades de citocinas pró-inflamatórias (IL-1, IL-6 e TNF) (Rocha, da *et al.*, 2019). Curiosamente, este é o mesmo quadro patológico típico de doenças infecciosas, doenças crônicas como câncer, hipertensão e diabetes e de eventos como AVC e infarto.

Marcadores bioquímicos propostos para a monitoração da inflamação sistêmica são as citocinas pró-inflamatórias (interleucinas IL-1, IL-6 e Fator de Necrose Tumoral - TNF), e proteínas de fase aguda como a proteína c reativa ultrasensível (PCR-us) e a alfa 1 glicoproteína ácida (AGP), que são produzidas pelo fígado, cuja secreção é regulada pelas citocinas pró-inflamatórias (Main *et al.*, 2009; Petibois *et al.*, 2003; Thompson *et al.*, 2008).

Em modelo animal, da Rocha et al, (2018) observaram que um período de recuperação total de duas semanas após protocolo de overtraining, promoveu aumento de citocinas anti-inflamatórias e normalizou as citocinas pró-inflamatórias. No entanto, sem um reestabelecimento concomitante do desempenho. Enquanto isso, outros estudos mostraram aumento de citocinas pro-inflamatórias (IL-1, IL6 e TNF) após um protocolo com objetivo de indução ao overtraining, mas sem avaliar o desempenho (Dong *et al.*, 2013; Gholamnezhad *et al.*, 2014; Pereira *et al.*, 2014, 2015).

Em humanos, Main et al, (2010) monitoraram remadores de elite ao longo de um período de treinamento de 8 semanas e verificaram associações significativas entre IL-6 e TNF usando a escala modelo de avaliação de dificuldades de treinamento (*training distress assessment model - MTDS*). Por outro lado, Halson et al, observaram que ciclistas treinados mostraram uma diminuição no desempenho no cicloergômetro máximo, contrarrelógio e testes intermitentes após um período de treinamento intensificado de duas semanas. No entanto, os autores não verificaram alterações significativas nas concentrações plasmáticas de IL-6 e TNF durante o mesmo período.

Embora sejam necessários novos estudos para melhor elucidar a relação entre citocinas, treinamento excessivo e desempenho, esses estudos sugerem que o treinamento excessivo induz muitas disfunções no músculo esquelético que podem ser desencadeadas por citocinas. No entanto, não há evidências de que citocinas pró-inflamatórias tenham associação direta com redução do desempenho, que é o principal desfecho da síndrome do overtraining (Rocha, da *et al.*, 2019).

3.2.3. Estresse oxidativo

O organismo humano tem produção endógena de substâncias pró-oxidantes intrínsecas ao seu funcionamento metabólico basal que, por sua vez, é contrabalanceada pelo sistema de defesa antioxidante (Powers, Radak e Ji, 2016). Este equilíbrio entre as espécies pró-oxidantes e o sistema antioxidante é importante para manutenção da homeostase fisiológica. O estresse oxidativo é caracterizado pela quebra desse equilíbrio redox, ou seja, quando espécies reativas de oxigênio (ERO's - também conhecidas como radicais livres) e/ou nitrogênio pró-oxidantes, superam a capacidade do sistema antioxidante endógeno em neutralizá-las (Powers e Jackson, 2008).

ERO's são moléculas altamente reativas que contêm oxigênio em sua estrutura e podem danificar as células (Magherini *et al.*, 2019). Sua produção nas células é um processo natural que ocorre durante a utilização do oxigênio para a produção de energia. Em condições normais, aproximadamente 5% do oxigênio que uma célula consome durante a respiração celular é convertido em ERO's (Barbosa *et al.*, 2010).

Durante o exercício, o aumento do consumo de oxigênio resulta em produção aumentada dessas ERO's. Com a prática regular de exercícios, o corpo se adapta positivamente aumentando sua capacidade antioxidante (Powers *et al.*, 2020), de modo que, praticantes de exercício tem menor estresse oxidativo, por ter mais ação antioxidante do que pró-oxidante. Tanto o treinamento de curta duração (5 dias consecutivos) quanto o de longo prazo (12 semanas) aumentam as atividades de enzimas antioxidantes nos músculos treinados e eliminam o estresse oxidativo induzido pelo exercício (Vincent *et al.*, 2000).

Enquanto a prática regular de exercício promove aumento da atividade antioxidante, o excesso de treinamento ou inadequada recuperação promovem aumento na produção de ERO's. Essa hiperprodução de ERO's supera a capacidade antioxidante, mesmo que o atleta já tenha desenvolvido melhoria no sistema antioxidante (Margonis *et al.*, 2007). Semelhante à

doença crônica, atletas com a síndrome do *overtraining* podem representar um estado de estresse oxidativo crônico (Margonis *et al.*, 2007), que é causado por um desequilíbrio no estado redox intramuscular que desencadeia a sinalização inflamatória, resultando em prejuízo na produção de força e no desempenho do exercício (Cheng, Jude e Lanner, 2020). Marcadores sanguíneos de estresse oxidativo (por exemplo, depleção de glutathiona redutase (GSH)) podem persistir por mais de um mês após uma de corrida de ultra-resistência (Turner *et al.*, 2011). Atletas diagnosticados com síndrome do *overtraining* mostram níveis aumentados do marcador de estresse oxidativo malondialdeído (MDA) e redução da capacidade antioxidante (ou seja, capacidade de absorção de radicais de oxigênio) (Tanskanen, Atalay e Uusitalo, 2010).

Os marcadores bioquímicos propostos para a monitoração do estresse oxidativo são os oxidantes como a mieloperoxidase (MPO) e os antioxidantes como a catalase (CAT), o superóxido dismutase (SOD), glutathiona redutase (GSH) e glutathiona peroxidase (GPX) e a capacidade antioxidante total (CAOT) como medida do resultado da ação da atividade antioxidante (Tanskanen, Atalay e Uusitalo, 2010). Além disso, também são utilizadas a avaliação de moléculas oxidativamente modificadas, refletindo principalmente a avaliação de produtos de oxidação em moléculas biológicas incluindo lipídios e proteínas, como por exemplo o MDA como resultado de danos as estruturas celulares, especificamente, das partes lipídicas e a carbonilação de proteínas como um indicador de oxidação de proteínas.

3.2.4. Alterações a nível neuronal

Funções cerebrais e inflamatórias são ativadas sinergicamente de forma bidirecional. Esse processo envolve mecanismos hormonais e neuronais pelos quais o cérebro regula a função do sistema imunológico e, do outro lado, as citocinas, que permitem ao sistema imunológico regular as atividades em nível cerebral (Eskandari, Webster e Sternberg, 2003).

O sistema nervoso central (SNC) regula os sistemas do organismo por duas vias principais, que são a ação hormonal e o sistema nervoso autônomo (SNA). Na resposta hormonal, o SNC atua principalmente através do eixo hipotálamo-hipófise-adrenal e o eixo hipotálamo-hipófise-gonadal. As citocinas sinalizam ao cérebro hiperativando o eixo hipotálamo-hipófise-adrenal ativando a secreção do hormônio adrenocorticotrófico (ACTH) que estimula o córtex suprarrenal levando a um aumento nas concentrações sanguíneas de hormônios do estresse (cortisol, adrenalina e noradrenalina). Por outro lado, as citocinas pro-inflamatórias induzem supressão do eixo hipotálamo-hipófise-gonadal promovendo na redução

da secreção do hormônio luteinizante (LH) que estimula a produção de testosterona (Rogerio, Mendes e Tirapegui, 2005; Smith, 2000; Steinacker *et al.*, 2004; Urhausen, Gabriel e Kindermann, 1995). Portanto, o processo inflamatório já comentado em tópicos anteriores potencialmente modifica a função cerebral em atletas que estão em estado de *overreaching* ou *overtraining* (Cadegiani e Kater, 2017). Desse modo, são propostos na literatura a monitoração dos níveis séricos hormonais de cortisol, testosterona, a razão cortisol/testosterona, hormônio adrenocorticotrófico (ACTH), hormônio luteinizante (LH) (Carfagno e Hendrix, 2014) como indicadores do estado fisiológico do atleta.

Hiperativação do eixo hipotálamo-hipófise-adrenal e desregulação hormonal podem induzir uma série de respostas comportamentais, distúrbios do humor e do sono, redução do apetite e sintomas de depressão, comumente observados em atletas com *overtraining* (Meeusen *et al.*, 2013; Smith, 2000). Além disso, citocinas pró-inflamatórias (TNF, IL-1, IL-6), podem induzir a atividade da indoleamina 2,3-dioxigenase, o que aumenta a razão quinurenina / triptofano; Como resultado, aumentam os metabólitos como a 3-hidroxiquinurenina, o ácido 3-hidroxi-ananranílico e o ácido quinolínico, todos com efeitos neurotóxicos, contribuindo para distúrbios de humor, incluindo depressão (Won e Kim, 2016).

Para a monitoração e detecção desses distúrbios de humor, diversos questionários foram propostos, como por exemplo, questionário de sintomas clínicos do *overtraining* (Bara Filho e Nogueira, 2010), questionário de estresse e recuperação de atletas (RESTQ-Sport) (Costa e Samulski, 2005), perfil de estados de humor (POMS) (McNair, Lorr e Droppleman, 1971), a escala de humor de Brunel (BRUMS) (Terry, Lane e Fogarty, 2003) e o questionário de análises diárias de exigências de vida para atletas (DALDA) (Rushall, 1990), que analisam a percepção subjetiva dos atletas em resposta no contexto das cargas de treino realizadas através de aspectos biopsicossociais.

As repercussões do excesso de treinamento também podem ser observadas no sistema nervoso autônomo (Smith, 2000). De fato, há interação entre o estresse excessivo, o sistema nervoso autônomo e o sistema imunológico. Sabe-se que, em resposta ao estresse, o hipotálamo secreta hormônio liberador da corticotrofina que tem projeções para o cerúleo. O cerúleo, ativa neurônios pré-ganglionares simpáticos e parassimpáticos, aumentando a atividade nervosa simpática e diminuindo a atividade nervosa parassimpática por meio da ativação de receptores adrenérgicos (McCorry, 2007). A ativação do sistema nervoso simpático estimula a liberação do hormônio liberador da corticotrofina. Quando o estresse é prolongado, como no estado de *overtraining*, o sistema nervoso simpático (SNS) continua a ser ativado,

como resultado, os níveis de noradrenalina (NE) e epinefrina (E) aumentam e os níveis de acetilcolina (ACh) diminuem, desencadeando um aumento na liberação de citocinas pró-inflamatórias (Haskó e Szabó, 1998; Pavlov e Tracey, 2005).

A análise da atividade simpática pode ser determinada por meio da técnica de microneurografia que mensura diretamente a atividade do nervo simpático muscular, sendo uma medida considerada padrão ouro (Hagbarth e Vallbo, 1968; Mano, Iwase e Toma, 2006). No entanto, esta técnica é de muito difícil administração e apresenta procedimentos invasivos que torna pouco viável a sua utilização na monitoração diária do atleta.

Como uma das terminações das fibras simpáticas e parassimpáticas são dirigidas ao coração (Draghici e Taylor, 2016; Task Force, 1996), a monitoração da atividade elétrica deste órgão (a partir do eletrocardiograma), pode indicar quanto desta atividade é proveniente de estimulação simpática ou parassimpática. De fato, as estimulações simpática e parassimpática resultam em diferentes tempos de despolarização do nodo sinoatrial. Por exemplo, quando o sistema parassimpático está ativo, ocorrem variações nos intervalos RR entre os batimentos cardíacos, através da liberação do neurotransmissor acetilcolina, que causa um retardo na condução elétrica no coração e, portanto, gera aumento nos intervalos entre batimentos cardíacos adjacentes.

Em condições normais, o sistema nervoso autonômico promove alterações simultâneas e opostas da atividade simpática e parassimpática que se manifestam em flutuações batimento a batimento da frequência cardíaca (Draghici e Taylor, 2016). Quando o sistema parassimpático está ativo, ocorrem variações nos intervalos RR entre os batimentos cardíacos, através da liberação do neurotransmissor acetilcolina, que causa um retardo na condução elétrica no coração e, portanto, gera diferenças nos intervalos entre batimentos cardíacos adjacentes. Essas flutuações mostram mudanças em resposta a diversos fatores psicofisiológicos (Task Force, 1996).

Desta forma, para a monitoração da atividade nervosa autonômica é utilizada a variabilidade da frequência cardíaca (VFC) (Buchheit, 2014a). Esta é uma técnica de medida indireta, em que a mensuração é realizada pela análise do comportamento dos intervalos entre cada batimento cardíaco (Task Force, 1996).

A VFC tem sido utilizada no contexto esportivo na monitoração das cargas de treinamento. Estudos tem associado o aumento da VFC à boas adaptações ao treinamento (Buchheit *et al.*, 2011; Lee, Wood e Welsch, 2003) e a sua redução tem sido associada a fadiga e má adaptação às cargas de treinamento (Kiviniemi *et al.*, 2014; Uusitalo, Uusitalo e Rusko,

2000), principalmente em esportes de endurance. Esta técnica será apresentada minunciosamente no tópico 5.4.

3.3. TESTES COM PRATICABILIDADE ADMINISTRATIVA: FORÇA EXPLOSIVA E PERCEPÇÃO SUBJETIVA

Embora diversos indicadores neurais e bioquímicos, estejam disponíveis para a monitoração das respostas às cargas de treino (Bourdon, P. *et al.*, 2017), vários destes testes apresentam limitações para uma monitoração cotidiana de atletas em termos de custo financeiro e/ou praticabilidade administrativa. Neste sentido, tem ganhado preferência, testes de que sejam práticos e que não interfiram na rotina de treinamento da atleta.

O ideal para que possam ser utilizadas com frequência na prática esportiva, é que sejam utilizadas ferramentas que não atrapalhe a realização das sessões de treinamento ou o descanso dos atletas. Para isso, os testes precisam ser fáceis de administrar, de rápida aplicação, de baixo custo e, principalmente sensíveis às mudanças das cargas de treinamento e que possam fornecer um feedback imediato ao treinador e ao atleta. Nesse contexto, a altura do salto com contramovimento e a percepção subjetiva (bem-estar, recuperação e esforço) tem sido utilizadas para fornecer uma indicação do estado fisiológico do atleta (Claudino *et al.*, 2017; FOSTER *et al.*, 2001; Laurent *et al.*, 2011; McLean *et al.*, 2010). A praticabilidade administrativa e a eficácia no monitoramento de cargas internas têm sido relatadas em revisões e metanálise, tanto para a altura do salto contramovimento, quanto para a percepção de esforço, bem-estar e recuperação.

O salto vertical com contramovimento tem sido utilizado para verificar a prontidão neuromuscular e fadiga, tanto em esportes individuais quanto em esportes coletivos. Em praticantes de exercício resistido, Watkins *et. al.*, (2017) observaram que a altura média do salto vertical diminuiu após uma sessão de treino e permaneceu 8% menor do que os valores iniciais 48 horas depois (antes do início da segunda sessão de treino), diminuindo ainda mais após essa segunda sessão de treino. Nesse estudo foi realizado um protocolo em que os atletas realizavam duas tentativas máximas (mas se continuassem saltando mais alto, eram registradas mais tentativas até a altura do salto estabilizar). A média dos dois melhores saltos foi utilizada para a análise.

Claudino *et al.* (2016) mostraram que após um período de quatro semanas de intensificação de treinamento houve uma redução na altura média de oito saltos verticais e que após duas semanas de redução de cargas de treinamento a altura do salto aumentou significativamente acima dos valores basais. Em corredores recreacionais, a média da altura dos

três melhores saltos entre cinco tentativas, permaneceu reduzida 24 horas após a realização de uma meia maratona (Pérez-Guarner *et al.*, 2019).

Estudos longitudinais que acompanharam atletas corredores velocistas (Jim e Gonz, 2011) durante uma temporada de treinamento e competições, mostraram que o desempenho nas competições foi positivamente associado à média da altura de cinco saltos CMJ. Além disso, Balsalobre-Fernandes *et al.* (2014) monitoraram atletas corredores de meia e longa distância durante 39 semanas e verificaram que a média da altura de três saltos CMJ se correlacionam significativamente de forma negativa com a taxa de esforço percebido (RPE) e com a distância percorrida.

O salto mais alto tem sido utilizado para a monitoração das respostas às cargas de treinamento. No entanto, sua utilização apresenta limitações, pois o salto mais alto não foi sensível para detectar fadiga durante a fase de competição (Claudino, Joao Gustavo *et al.*, 2016). Por outro lado, a utilização da altura média do salto com contramovimento foi considerada sensível (Mohr e Krstrup, 2013). Recente meta-análise, mostrou que a altura média do salto vertical com contramovimento é mais sensível do que a altura mais alta para monitorar as mudanças no estado neuromuscular (Claudino *et al.*, 2017). Além disso, a mínima diferença individual (*minimal individual difference - MID*) foi proposta para monitoração das adaptações do atleta às cargas de treinamento (Claudino *et al.*, 2012).

Para calcular a MID utiliza-se a fórmula a seguir:

$$ETM = DP_{dif} \div \sqrt{2}$$

$$MID = ETM \times 1,761$$

Onde: ETM é o erro típico de medida, o DP_{dif} é desvio padrão das diferenças dos valores da altura do salto e $\sqrt{2}$ é a raiz quadrada de n (o tamanho da amostra).

Para facilitar o entendimento, a seguir é apresentado um exemplo prático na tabela 1.

Tabela 1. Exemplo prático do cálculo da MID.

Atleta X	Dia 1	Dia 2	Diferença
Salto 1	37,9	38,2	-0,3
Salto 2	41	42	-1
Salto 3	37,1	36,1	1

Salto 4	37,7	37,6	0,1
Salto 5	38,7	39,1	-0,4
Salto 6	37,4	39,1	-1,7
Salto 7	40,7	40	0,7
Salto 8	38,2	40	-1,8
DP _{dif}	-	-	1,03

DP_{dif} = Desvio padrão da diferença entre os valores de Base e a avaliação.

A partir da determinação da MID é possível monitorar aumento, redução ou estabilização do desempenho do atleta nos momentos das medidas subsequentes em comparação com as medidas basais. Conforme a figura 4, um aumento só é considerado real quando a diferença entre o desempenho basal, ou seja, média $\pm$ erro padrão da média (ETM = $SD \div \sqrt{8}$) e o desempenho da avaliação for positivo e maior que a MID. Por exemplo, desempenho basal = 37,7 cm; MID = 1,28; desempenho na avaliação 40,5 $\pm$ 0,6 cm). Do mesmo modo, uma redução de desempenho só é considerada real quando a diferença entre o desempenho basal e o desempenho da avaliação for negativa e inferior a MID. Por exemplo, desempenho basal = 37,7 cm; MID = 1,28 cm; desempenho na avaliação = 34,7 $\pm$ 0,6 cm). Para casos em que a diferença é igual ao valor MID, o desempenho do atleta é considerado estável. Por exemplo, desempenho basal = 37,7 cm; MID = 1,28 cm; desempenho na avaliação = 39,2 $\pm$ 0,6 cm).

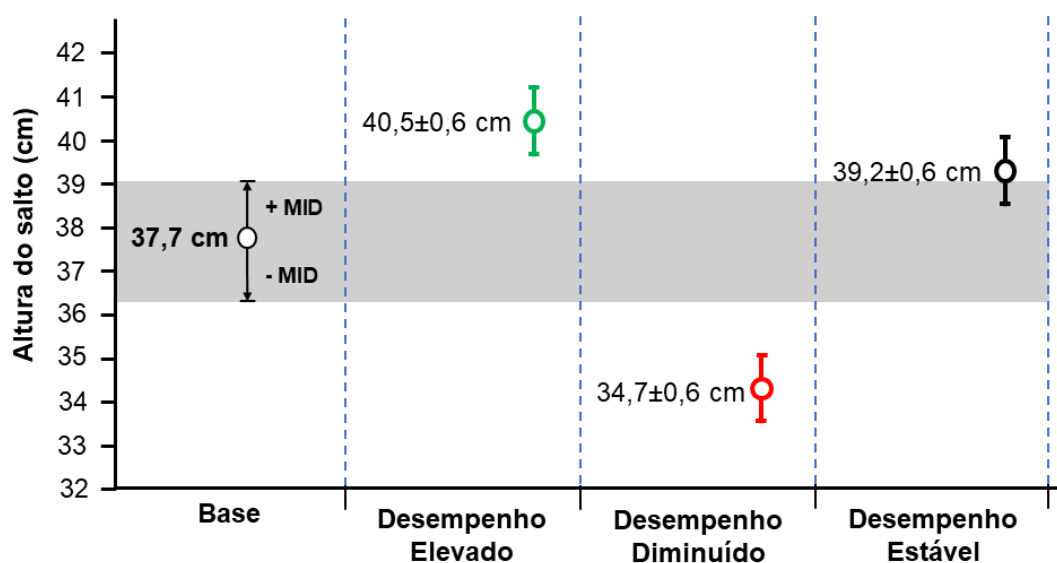


Figura 4. Exemplo de uma análise das variações de desempenho no CMJ em por meio da mínima diferença individual (MID). Adaptado de Claudino et al., (2016).

O padrão-ouro para a mensuração da altura do salto vertical é a plataforma de força que mede a integração da força de reação do solo. Diversos dispositivos foram desenvolvidos para medir a altura do salto vertical, como por exemplo, tapetes de contato (Just Jump System, Ergo Jump), sistemas de velocidade (GymAware) e transdutores de posição linear (OptoJump, Myotest, Vertec), análise de vídeo para calcular a posição do centro de massa do corpo e acelerômetros (Wimu).

Mais recentemente, o desenvolvimento tecnológico trouxe alternativas de menor custo. Atualmente, existe um aplicativo disponível no mercado e que é validado para a mensuração da altura do salto vertical, chamado de *MyJump* (Stanton, Wintour e Kean, 2016). Este aplicativo utiliza a análise quadro a quadro da câmera do dispositivo para calcular o tempo de voo e a altura do salto. Além disso, um dispositivo da polar que se conecta ao monitor de frequência cardíaca polar v800 via Bluetooth (viés sistemático de -0,77cm e erro aleatório de 3,29cm) (Garnacho-Castaño *et al.*, 2021) e o monitor de frequência cardíaca polar Vantage V2 (erro absoluto médio de 1,54 cm) (Gruber *et al.*, 2022) foram validados para mensurar a altura do salto vertical em comparação com a plataforma de força.

Outra alternativa na busca pela praticidade na monitoração das cargas de treino é a utilização de medidas subjetivas ou medida de autorrelato do atleta que tem por objetivo investigar a percepção dos atletas sobre como estão se sentido em relação à aspectos estressores esportivos ou não esportivos (Saw; Main; Gatin, 2015a). Por ser uma abordagem simples e econômica, torna-se uma opção atraente para a monitoração da resposta às cargas de treinamento de atletas podendo ser implementada com um mínimo de investimento financeiro. Desse modo, as medidas subjetivas oferecem simplicidade, acessibilidade e vantagens práticas sobre outros métodos tradicionais de monitoramento de atleta, como a monitoração bioquímica (Saw, Main e Gatin, 2016).

Estudos mostraram que as medidas subjetivas são capazes de identificar distúrbios no bem-estar, no humor, na percepção de estresse e recuperação em resposta à carga crônica de treinamento (Saw *et al.*, 2017). Isso é particularmente importante porque o monitoramento das cargas de treinamento deve ser realizado de maneira contínua, pois a progressão para a síndrome do *overtraining* ocorre gradualmente.

A tabela 2 apresenta alguns dos questionários mais utilizados na monitoração das respostas às cargas de treinamento de atletas.

Tabela 2. Questionários mais utilizados na monitoração de atletas.

Questionário	Questões	Período de avaliação	Autor (ano)
RESTQ-Sport	77 itens	Últimos 3 dias e 3 noites	(Kellmann e Kallus, 2001)
RESTQ-Sport-36	36 itens	Últimos 3 dias e 3 noites	(Kallus e Kellmann, 2016)
POMS	65 itens	Última semana incluindo o dia da aplicação	(Peluso, 2003)
POMS	42 itens	Última semana incluindo o dia da aplicação	(Viana, Almeida e Santos, 2001)
BRUMS	24 itens	Última semana incluindo o dia da aplicação	(Rohlf's <i>et al.</i> , 2008)
DALDA	Parte A 9 itens / Parte B 25 itens	Última semana	(Rushall, 1990)
Questionário do Overtraining	29 questões	Último mês de treino	(Bara Filho e Nogueira, 2010)
Questionário de Dor	0-10	Momento da aplicação	
Percepção de Recuperação	0-10	Momento da aplicação	(Laurent <i>et al.</i> , 2011)
Percepção de Esforço	0-10	Momento da aplicação	(FOSTER <i>et al.</i> , 2001)
Questionário de Bem-Estar	5 itens	Momento da aplicação	(McLean <i>et al.</i> , 2010)

Uma revisão sistemática (Saw, Main e Gustin, 2016) apresentou resultados que fornecem suporte para utilização de medidas subjetivas para verificar mudanças agudas e crônicas no bem-estar do atleta relacionadas ao treinamento. Segunda esta revisão sistemática, em particular, as medidas de distúrbio do humor (por exemplo, POMS), estresse percebido e recuperação (por exemplo, RESTQ-Sport) foram amplamente investigados e parecem ser úteis para o monitoramento do atleta.

O questionário de estresse e recuperação para atletas (RESTQ-Sport) é composto por 77 itens em que os atletas respondem retrospectivamente nos últimos 3 dias e 3 noites (Kellmann e Kallus, 2001). Este questionário abrange principalmente as dimensões físicas e psicobiossociais do estresse e da recuperação para indicar até que ponto o atleta está físico e / ou mentalmente estressado, bem como se o atleta é capaz de usar estratégias individuais de recuperação e quais estratégias são utilizadas. Segundo a revisão sistemática de Saw (2016) os estudos que utilizaram o RESTQ-Sport para a monitoração das cargas de treinamento, mostraram que o aumento nas cargas de treinamento promoveu redução das subescalas de recuperação (recuperação física, bem-estar geral, estar em forma), além disso, quando a carga de treinamento foi reduzida houve aumento dessas subescalas, retornando aos valores basais.

O questionário POMS é um instrumento que avalia o humor por meio das respostas a 65 itens que descrevem sentimentos (Peluso, 2003). Nesse questionário os atletas respondem retrospectivamente cada item de acordo com os últimos sete dias incluindo o dia da avaliação. Uma revisão sistemática conduzida por Saw, Main e Gustin (2015) demonstrou que a dimensão vigor do POMS foi sensível às ondulações nas cargas de treino, com redução do vigor em períodos de aumento na carga de treino e aumento do vigor em períodos de redução das cargas de treinamento. No entanto, o índice mais utilizado do POMS, a perturbação total de humor (PTH), não mostrou mudanças significativas em resposta a alterações nas cargas de treino.

Algumas críticas às medidas subjetivas apontadas na literatura é que na maioria dos casos, os atletas respondem retrospectivamente em uma medida subjetiva (por exemplo, “nos últimos três dias” ou “na semana passada” ou “no mês passado”) não verificando o seu bem-estar atual. Além disso, a resposta de forma retrospectiva pode levar à erro por falha na memória se os atletas forem solicitados a relembrar um período muito longo no passado.

Ao utilizar medidas subjetivas deve-se levar em consideração o número de perguntas e a frequência de aplicação dos questionários. Alguns questionários são muito

longos (por exemplo, o RESTQ-Sport e o POMS) de modo que uma aplicação frequente, que consiste nas mesmas perguntas, é incômoda para os atletas e leva ao tédio, de modo que os atletas podem responder o questionário de maneira invariável (uma pontuação para todas as perguntas) ou aleatória (apenas marcam as respostas sem leitura prévia) (Saw; Main; Gastin, 2015a).

Algumas limitações inerentes às medidas subjetivas são erro de medição e o preconceito consciente que são fatores cognitivos e situacionais (Stone *et al.*, 2000). Os fatores cognitivos incluem incompreensão ou erro de recordação que podem ser solucionados com instruções claras e redução do período de recordação para resposta dos questionários. O preconceito de consciência é o resultado de um indivíduo que responde o questionário de uma maneira socialmente desejável, geralmente sobre relatando respostas favoráveis e sub relatando respostas desfavoráveis. Por exemplo, no meio esportivo, isso pode significar que os atletas estão 'fingindo estar bem' para ser convocado para o time titular ou 'fingindo estar mal' para reduzir suas cargas de treinamento (Saw; Main; Gastin, 2015a; Stone *et al.*, 2000). Desse modo, é importante não apenas considerar o conteúdo de uma medida de autorrelato, mas também os fatores individuais e situacionais que podem influenciar a obtenção de dados precisos e consistentes dos atletas.

Por causa dessas limitações apontados nos parágrafos anteriores (extensão dos questionários e respostas de forma retrospectiva) foram desenvolvidos protocolos mais curtos, por exemplo, o questionário de bem-estar (McLean *et al.*, 2010), ou questionários de única resposta como por exemplo, a escala de percepção subjetiva de recuperação (PSR) (Laurent *et al.*, 2011) e a escala de percepção subjetiva de esforço do treino (PSE) (FOSTER *et al.*, 2001).

No questionário de bem-estar desenvolvido por McLean (2010) o atleta relata a sua percepção de qualidade de sono, fadiga, dor muscular, estresse e humor em uma escala *Likert* de cinco pontos. A partir desses dados, o bem-estar geral é quantificado pela soma das cinco escalas, chegando a uma pontuação geral de bem-estar máxima de 25 pontos. Em estudos com esportes coletivos, Noor *et al.*, (2021) avaliaram atletas de futebol em períodos de calendário mais congestionado (≤ 4 dias entre dois jogos) e menos congestionado (> 4 dias entre dois jogos), e mostraram que os períodos mais congestionados resultaram em piora na percepção de fadiga, dor muscular e qualidade de sono medidos pelo questionário de bem-estar (WB). Da mesma forma, Selmi *et al.* (Selmi *et al.*, 2020) avaliaram jogadores de futebol durante um programa de treinamento de seis semanas (duas semanas de treinamento ordinário e quatro semanas de sobrecarga) e

mostraram que o aumento das cargas de treino durante o período de sobrecarga promoveu piora nos índices do questionário de bem-estar (qualidade de sono, estresse, nível de fadiga e dor muscular), indicando a importância da monitoração do bem-estar em momentos de sobrecarga. Em esportes individuais, Ouergui et al., (2020) avaliaram atletas de judô durante quatro semanas de sobrecarga e 12 dias de carga de treino regenerativa, e mostraram que durante o período de sobrecarga promoveu piora na qualidade de sono, estresse e fadiga enquanto a redução das cargas de treinamento no período regenerativo promoveu melhoria no bem-estar total em atletas de judô.

Na escala de percepção subjetiva de recuperação (PSR) desenvolvida por Laurent (2011), traduzida e validada para o português brasileiro (Costa *et al.*, 2023). os atletas indicam o seu nível percebido de recuperação física ou prontidão para o treinamento. Esta é uma escala de 0 a 10 (0-1 = Recuperação extremamente baixa / Extremamente Cansado; 2-3 = Recuperação muito baixa; 4 = Alguma recuperação; 5 = Recuperação aceitável; 6-7 = Recuperado; 8-9 = Bem Recuperado / Com alguma Energia e 10 = Totalmente recuperado / Com muita energia).

Neste estudo, foram realizadas quatro sessões de sprints repetidos (baseline e 24, 48 e 72h após o baseline). Em cada sessão foram realizadas 3 séries de 8 sprints máximos de 30 metros. A percepção de recuperação foi associada com a mudança no desempenho de sprint (cada sessão de exercício em relação à anterior). Dessa forma, respostas entre 0 e 3 foram associadas a um desempenho reduzido. Enquanto isso, respostas entre 4 e 7 foram associadas a manutenção do desempenho apresentado anteriormente e as respostas entre 8 e 10 foram associadas a um desempenho melhorado (Laurent *et al.*, 2011).

Estudos têm utilizado essa escala para a monitoração das cargas de treinamento, tanto em esportes coletivos como em esportes individuais. Além do questionário de bem-estar, Selmi et al. (2020) também utilizou a PSR na monitoração de jogadores profissionais de futebol durante os períodos básicos e de sobrecarga e mostrou que a ondulação das cargas de treino foi associada a PSR, onde o aumento das cargas de treinamento no período de sobrecarga, promoveu redução da percepção de recuperação.

Pereira et al., (2022), monitoraram uma equipe de futebol brasileira durante 23 dias de pré-temporada e mostrou que nos períodos em que foram detectados maiores valores de PSE, foram registrados escores reduzidos de PSR. Além disso, Ouergui et al., (2020) em um estudo com atletas de judô, monitoraram os atletas durante um período de quatro semanas de sobrecarga e 12 dias de cargas de treino regenerativa, e mostraram

uma associação negativa significativa entre a PSR e o sono, estresse e fadiga dos atletas durante o período de sobrecarga e que a redução das cargas de treinamento no período regenerativo promoveu uma associação negativa significativa entre a PSR e o sono, estresse e fadiga.

Agudamente, Osiecki *et al.*, (2015) utilizaram a PSR para monitorar o estado de recuperação de 10 atletas após uma partida oficial de futebol profissional e mostraram associação estatisticamente significativa entre PSR e os valores de CK avaliados 24h após a partida. Por outro lado, não foram encontradas associações entre PSR (24h) e a PSE (30min após a partida). Em indivíduos treinados para exercício resistido a PSR foi utilizada para monitorar a recuperação até 72h após um protocolo de agachamento de alto volume (Tolusso *et al.*, 2022). Os valores de PSR permaneceram reduzidos 24, 48 e 72 horas após o protocolo. Além disso, os valores da PSR se associaram com a altura média do salto vertical que também reduziu em resposta ao protocolo de agachamento.

A escala de percepção de esforço da sessão de treino (PSE) foi desenvolvida por Carl Foster *et al.*, (2001) onde o atleta responde de 0 a 10 o seu nível percebido de esforço da sessão de treino (trinta minutos após completar uma sessão de treinamento para evitar que os elementos terminais de uma sessão de exercício influenciem indevidamente a classificação do esforço), onde, 0 = descanso; 1 = muito, muito leve; 2 = leve; 3 = moderado; 4 = um pouco intenso; 5-6 = intenso; 7-9 = muito intenso; 10 = máximo. Esta escala tem se mostrado sensível para fornecer informações sobre a intensidade da sessão de treinamento em estudos que verificaram a sua validade e confiabilidade (FOSTER *et al.*, 2001; Herman *et al.*, 2006).

A classificação da percepção de esforço durante o exercício tem associação bem estabelecida com a frequência cardíaca e o lactato sanguíneo (Eston, 2012). Enquanto isso, a modificação da utilização da PSE de uma classificação momentânea para uma classificação pós exercício (representação do esforço de toda a sessão de treino) manteve essa associação com a frequência cardíaca (Foster *et al.*, 2001). Desse modo, esta escala pode ser utilizada na monitoração do esforço de sessões de exercício multimodalidade e até mesmo de jogos /competições.

A PSE tem sido utilizada para a monitoração do esforço após o treino tanto em esportes coletivos, como futebol (Askou *et al.*, 2021), basquete (Sansone *et al.*, 2020) quanto em esportes individuais, como esportes de combate (karate (Slimani *et al.*, 2017)), endurance (Boullosa *et al.*, 2021), ciclismo (Marroyo *et al.*, 2023). Além disso, a PSE tem se mostrado uma ferramenta sensível para fornecer informações sobre a fadiga acumulada,

para além da intensidade do treinamento. Estudo prévio com nadadores mostrou que a PSE aumentou progressivamente durante um período de treinamento em que as cargas de treinamento se mantiveram estáveis, sugerindo que esse resultado apoia o conceito de que a PSE pode fornecer informações adicionais sobre fadiga acumulada (Fusco et al., 2020).

Além disso, a escala de percepção de esforço da sessão de treino de Foster et al., (2001) pode ser utilizada para calcular a carga de treino da sessão, multiplicando a percepção de esforço da sessão de treino pela duração da atividade, obtendo uma pontuação TRIMP (*Training Impulse*). Esta abordagem é mais simples do que o conceito original de Banister et al., (1999) por não depender de dados de frequência cardíaca, além de poder ser utilizado em outras modalidades, além da endurance.

Esses métodos mais curtos ou de apenas uma resposta podem ser utilizados na monitoração das cargas de treino com a vantagem da praticabilidade administrativa, sendo facilmente implementada antes (para verificar a prontidão para o exercício) e após (para monitorar o esforço/carga de treino da sessão de treino) a sessão de treinamento. No entanto, a falta de familiaridade ou habilidade com a classificação da recuperação, esforço ou bem-estar, podem influenciar na resposta a essas escalas. Além disso, a idade e o desenvolvimento cognitivo também podem influenciar na habilidade de resposta, especialmente durante sessões com atividades curtas e de alta intensidade, intercaladas com longos períodos de recuperação, tornando mais difícil identificar o esforço perceptivo real 30 minutos após a sessão (Gros Lambert e Mahon, 2006).

3.4. VFC: UMA ALTERNATIVA IGUALMENTE PRÁTICA PARA MONITORAÇÃO.

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 (Guyton; Hall, 2010; Navarro, 2002). 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 (Boller; Swaab, 2013; Guyton; Hall, 2010). Enquanto isso, as fibras parassimpáticas estão ativadas em situações de ausência ou menor estresse e resultam em ativação do sistema gastrointestinal, libido e reduzem a atividade de outros órgãos (por exemplo, redução dos batimentos cardíacos) (Guyton e Hall, 2010).

Uma hiperatividade nervosa simpática, acompanhada de hipoatividade parassimpática está presente nas mais prevalentes doenças crônicas não transmissíveis, como a hipertensão, obesidade, diabetes (Maule *et al.*, 2008; Pagani e Lucini, 2001; Skrapari *et al.*, 2007; Vinik *et al.*, 2003). No contexto esportivo, a hipoatividade parassimpática tem sido demonstrada quando atletas se encontram em estado de overreaching (Buchheit, 2004, 2014a; Tian *et al.*, 2013, 2015),

A monitoração da atividade das fibras simpáticas pode ser realizada de maneira direta por meio da técnica de microneurografia. Esta técnica utiliza um microeletrodo de tungstênio que é inserido nos nervos periféricos (peroneal, braquial ou mediano) (Hagbarth e Vallbo, 1968). Apesar de ser uma técnica de mensuração direta, ela apresenta algumas limitações. Os procedimentos utilizados são considerados invasivos, há grande dificuldade em se encontrar o nervo a ser avaliado, além de demandar tempo e não poder ser aplicada rotineiramente.

Por outro lado, existe uma técnica que mensura a atividade nervosa autonômica de maneira indireta. Esta técnica mensura a atividade das fibras nervosas dirigidas ao coração (figura 5). Essas fibras simpáticas e parassimpáticas dirigidas ao coração são responsáveis, pelo controle autonômico cardíaco (Draghici e Taylor, 2016; Task Force, 1996). Esse mecanismo de controle ocorre através de vias aferentes medulares e vagais, em resposta a um estímulo, onde a informação chega ao sistema

nervoso central (SNC), é modulada, e volta ao coração através das fibras eferentes vagais rápidas e eferentes simpáticas lentas (Draghici e Taylor, 2016).

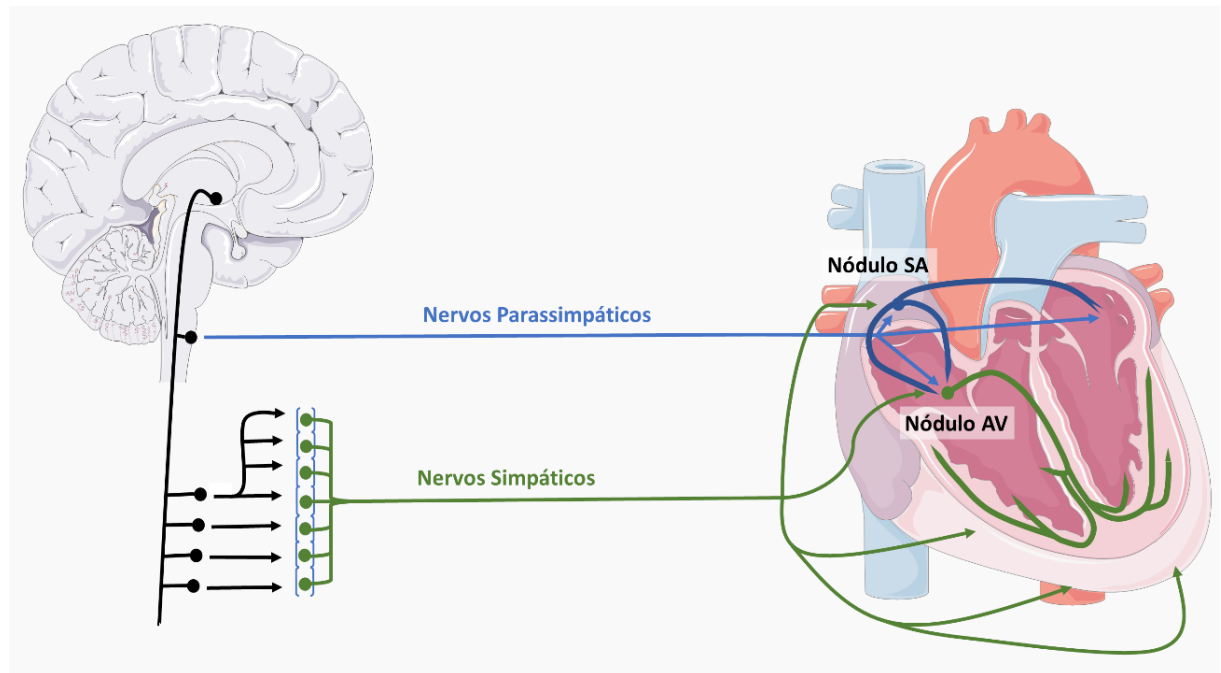


Figura 5. Inervação do sistema nervoso dirigida ao coração. Fonte: autoria própria.

Esta técnica analisa a variação batimento a batimento na frequência cardíaca, ou seja, a duração do intervalo entre cada batimento (período cardíaco). Por causa da simplicidade desta técnica e por não exigir procedimentos invasivos, a VFC tornou-se uma ferramenta de investigação clínica bastante popular, com interesse crescente no meio esportivo, destinada à monitoração e controle de como o atleta está respondendo às cargas de treinamento impostas (Bellenger *et al.*, 2016; Jin *et al.*, 2022).

O padrão ouro de registro da VFC é o eletrocardiograma (ECG) que é realizado em laboratórios especializados (Task Force, 1996). No entanto, este instrumento exige uma grande complexidade metodológica de coleta, análise e interpretação dos dados além de equipamentos caros e de pouca portabilidade, praticidade e alto custo, tornando-o um sistema inadequado para a monitoração frequente do atleta e tanto em repouso quanto na gravação de interações cardíacas durante a prática esportiva realizada em campo.

Na busca pela praticidade de utilização dessa ferramenta na monitoração diária do atleta, alguns fabricantes de monitores de frequência cardíaca, que já eram amplamente usados por atletas, passaram a incorporar o suporte à gravação dos intervalos entre os batimentos cardíacos em seus instrumentos. Vários pesquisadores validaram esta

nova tecnologia como sendo uma alternativa menos dispendiosa e mais prática que o ECG. Entre eles o Polar S810 (Gamelin e Berthoin, 2006), Suunto Ou T6 (Weippert *et al.*, 2010), Polar RS800cx (Essner *et al.*, 2015), Polar V800 (Giles, Draper e Neil, 2016) e o Garmin 920 XT (Cassirame *et al.*, 2017).

Mais recentemente, a avançada tecnologia encontrada nos smartphones (*Android*[®] e *IOS*[®]) trouxe uma alternativa 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.

Uma das vantagens dos aplicativos de smartphone é a velocidade com que a informação é adquirida. Os dados são adquiridos em tempo real ou ao final da gravação dos intervalos entre os batimentos cardíacos. Além disso, a instrumentação do atleta e a aquisição dos dados são realizados de maneira mais prática quando comparado ao seu padrão ouro de registro (figura 6). Enquanto o aplicativo de smartphone necessita de uma cinta torácica com conexão *Bluetooth* ou mesmo apenas a utilização da câmera, o eletrocardiograma utiliza de três a 12 eletrodos. Um exemplo de cintas que foram validadas para esta finalidade foram a Polar H7 (Plews *et al.*, 2017) e a Polar H10 (Pereira *et al.*, 2020) com conexão *Bluetooth*.

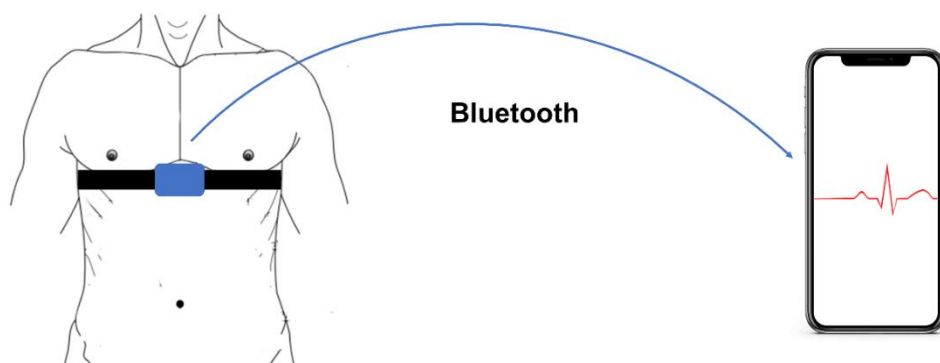


Figura 6. Utilização de cinta torácica para registro da variabilidade da frequência cardíaca. Fonte: autoria própria.

Métodos estatísticos, geométricos e não lineares são usados para avaliar as flutuações do ciclo cardíaco a partir das séries temporais dos intervalos RR. Os índices da VFC são classificados em domínio do tempo, domínio da frequência e variáveis não lineares e estão mostrados na tabela 3.

Tabela 3. Índices da variabilidade da frequência cardíaca.

Domínio do Tempo	
FC (bpm)	frequência cardíaca
Mean RR (ms)	média dos intervalos RR
SDNN (ms)	desvio padrão dos intervalos RR
rMSSD (ms)	raiz quadrada do somatório do quadrado da diferença dos intervalos RR adjacentes
NN50 (contagem)	número de intervalos RR com diferença acima de 50 milissegundos
pNN50 (%)	percentual de intervalos RR com diferença acima de 50 milissegundos
Domínio da Frequência	
LF (ms)	baixa frequência
HF (ms)	alta frequência
VLF (ms)	muito baixa frequência
LF/HF	razão LF/HF
Índices não lineares	
SD1 (ms)	desvio padrão da variabilidade instantânea dos intervalos R-R medida a partir de gráficos de Poincaré
SD2 (ms)	desvio padrão da variabilidade dos intervalos R-R a longo prazo medida a partir de gráficos de Poincaré
SD1/SD2	razão SD1/SD2
Outros índices	
SS	$1000 \times 1/SD2$
S/PS	razão SS/SD1

SS = estresse; S = simpático; PS = parassimpático.

Para análise do domínio do tempo são utilizados métodos estatísticos e a maioria de seus índices são expressos em milissegundos (ms). Os índices da VFC no domínio do tempo são frequência cardíaca (FC), a média dos intervalos RR (mean RR),

desvio padrão dos intervalos RR (SDNN), raiz quadrada do somatório do quadrado da diferença dos intervalos RR adjacentes (rMSSD), número de intervalos RR com diferença acima de 50 milissegundos e percentual de intervalos RR com diferença acima de 50 milissegundos.

A Frequência cardíaca (FC) significa o número de batimentos cardíacos em um minuto. O índice MEAN RR é a média da duração do intervalo entre os batimentos RR em uma medição, ou seja, é o tempo médio entre os batimentos cardíacos medido em milissegundos.

O índice SDNN é o cálculo do desvio padrão dos intervalos RR ao longo de um período. Este índice 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.*, 2001a).

Enquanto o SDNN é uma medida de variabilidade geral, o índice do domínio do tempo rMSSD (raiz quadrada da média do quadrado da diferença sucessivas dos intervalos RR normais adjacentes) mede a magnitude das diferenças entre intervalos de batimentos cardíacos adjacentes, ou seja, a variação na duração de cada batimento. 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 calculada 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 nervo vago refletidas na VFC (Task Force, 1996).

O NN50 é o número absoluto de intervalos NN adjacentes que diferem uns dos outros por mais de 50 ms. Enquanto o pNN50 é o índice que representa o NN50 em termo de percentual de sua ocorrência em relação ao número total de intervalos RR adjacentes. Isso significa que o pNN50 reflete a quantidade de variação de intervalos RR que foi influenciada pelo sistema parassimpático. (Task Force, 1996). Quando o sistema parassimpático está ativo, ocorrem variações nos intervalos RR entre os batimentos cardíacos. Essas variações são influenciadas pelo sistema parassimpático através da liberação do neurotransmissor acetilcolina, que causa um retardo na condução elétrica no coração e, portanto, gera diferenças nos intervalos entre batimentos cardíacos adjacentes.

No campo da ciência do esporte, o rMSSD é um dos índices da VFC mais utilizado na literatura devido à sua praticidade no monitoramento diário da VFC em atletas. Este índice fornece medições precisas quando registradas por curtos períodos

(menos de 1 minuto) (Esco e Flatt, 2014). Além disso, parece que o RMSSD é menos suscetível à influência dos padrões respiratórios (Buchheit, 2014a), enquanto a respiração tem o potencial de modificar agudamente as medições da VFC (Vidigal *et al.*, 2016). Por outro lado, o RMSSD é mais sensível a artefatos do que índices espectrais no domínio da frequência, portanto um único artefato pode alterar seu valor (Bourdillon *et al.*, 2022).

Flatt *et al.*, (2016) mostraram moderada redução da atividade parassimpática (rMSSD) durante um período de três semanas de aumento das cargas de treinamento e retornou aos valores basais no período de duas semanas de redução das cargas de treinamento em atletas de natação. Dishman *et al.*, (2000) e Garet *et al.*, (2004), também mostraram que, quando a carga de treinamento aumenta, os índices parassimpáticos da VFC reduzem em atletas de natação. Além disso, Weippert *et al.*, (2018) encontraram redução da atividade parassimpática (rMSSD) após quatro dias de intensificação de treinamento e essa redução se correlacionou negativamente com o marcador de dano muscular CK em atletas de *endurance*. Morales *et al.*, (2014), realizou um estudo onde comparavam dois grupos de atletas de judô, (alta carga de treino e moderada carga de treino) antes e depois de quatro semanas de treinamento. Neste estudo, houve redução significativa da atividade parassimpática (rMSSD, SD1 e HF) e aumento da razão LF/HF no grupo de alta carga de treino em comparação com o grupo moderada carga de treino e em comparação aos valores basais. No estudo de Schneider *et al.*, 2019 com atletas bem treinados, foi realizado um microciclo de sobrecarga de 6 dias (treinamento intervalado de alta intensidade) e um período de recuperação de 4 dias. Após o período de sobrecarga houve redução da atividade parassimpática (rMSSD) e retorno aos valores basais após o período de recuperação de 4 dias. O aumento nos índices parassimpáticos (rMSSD e HF) foram associados com aumentos no desempenho em atletas de *endurance* (Lee, Wood e Welsch, 2003), de futebol (Buchheit *et al.*, 2011) e de natação (Chalencon *et al.*, 2012). Ao utilizar o questionário de perfil de estados de humor (POMS), as subescalas de vigor correlacionaram-se positivamente com valores relativos da alta frequência e negativamente com valores relativos da baixa frequência e a na razão LF/HF (Moreno, Parrado & Capdevila, 2013).

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 (ms^2), em unidades normalizadas (nu) ou logaritmo natural (ln).

Os índices expressos em unidades normalizadas (*normalized units* – nu), representa o valor de cada componente em relação à potência total (*total power* – TP) retirando o componente VLF. Dessa forma, essa representação minimiza o efeito da banda de muito baixa frequência (VLF) sobre as outras bandas (LF e HF). Esses índices são calculados a partir das seguintes fórmulas: $\text{HF (nu)} = \text{HF} / (\text{TP} - \text{VLF}) \times 100$ e $\text{LF (nu)} = \text{LF} / (\text{TP} - \text{VLF}) \times 100$.

Na literatura, a utilização dos índices do domínio da frequência (LF e LF/HF) que são comumente utilizados para refletir a atividade simpática e equilíbrio simpatovagal, respectivamente, tem sido questionada. Estudos em que foram realizados bloqueio parassimpático mostraram reduções em pelo menos 50% de LF (Billman, 2013; Houle e Billman, 1999). Além disso, a manipulação farmacológica através do bloqueio do fluxo simpático pré-ganglionar não parece afetar o LF, enquanto a estimulação beta-adrenérgica com isoprenalina resulta em uma diminuição da potência do LF. Além disso, intervenções em que se espera um aumento da atividade simpática cardíaca, como o exercício físico agudo, provocaram reduções significativas nesta variável (White e Raven, 2014). Um recente estudo mostrou que LF (em ms^2 ou unidades normalizadas [nu]) não representa modulação simpática cardíaca (Thomas *et al.*, 2019a). Assim, embora a atividade simpática contribua para a LF, a atividade parassimpática também parece ter uma forte influência sobre esta variável. Desse modo, a interpretação desses índices (LF e LF/HF) deve ser vista com cautela.

Apesar disso, esses índices do domínio da frequência continuam sendo utilizados. Um estudo recente, com ciclistas, mostrou que houve redução de HFnu e

aumento de LF/HF após treinamento intenso realizado no dia anterior (Alfonso e Capdevila, 2022). Também foi encontrada relação entre VFC matinal e humor, de modo que quanto maior a média de HFnu, maior o valor representativo do bom humor (Alfonso e Capdevila, 2022). Além disso, ao utilizar o questionário de perfil de estados de humor (POMS), as subescalas de Vigor e Fadiga correlacionaram-se fortemente com alterações na VFC, em particular com alterações na razão LF/HF (Moreno Sánchez, Romero e Ortís, 2013).

Quanto às variáveis não lineares, o traçado de Poincaré (figura 7) 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 e Kamen, 2002). A forma do traçado de Poincaré pode ser usada visualmente para avaliar a atividade simpátovagal. 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. (Brennan, Palaniswami e Kamen, 2002; Task Force, 1996).

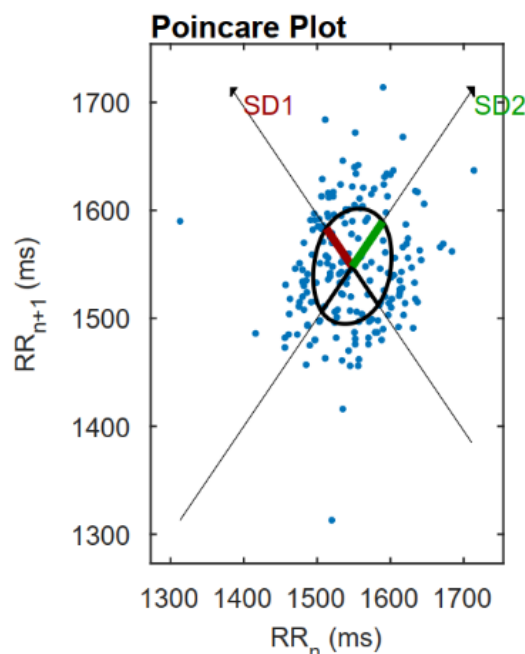


Figura 7. Plotagem de Poincaré. Fonte: autoria própria.

Adicionalmente, outros índices foram propostos na literatura, como por exemplo, o índice SS e a razão da atividade simpática/parassimpática calculados a partir

dos índices não lineares. O índice SS é calculado pela seguinte fórmula: $\underline{SS} = 1000 \times 1/SD2$ e foi proposto para representar o índice de estresse (Orellana *et al.*, 2015). A razão da atividade simpática/parassimpática é calculada a partir da fórmula: $S/PS =$ a razão de SS e SD1 ($SS/SD1$), e foi proposto para representar o balanço autonômico (Orellana *et al.*, 2015). Além disso, a razão SDNN / rMSSD também foi proposta como sendo representativo do balanço autonômico (Wang e Huang, 2012).

3.5. USO DE WEREABLES E APLICATIVOS DE SMARTPHONES NO CONTEXTO ESPORTIVO.

Segundo Seçkin *et al.*, (2022) a tecnologia vestível (*wearable technology*) refere-se a dispositivos e sensores não invasivos que os indivíduos podem usar em seus corpos para auxiliar no monitoramento de suas condições de saúde, sem a necessidade de aplicações subcutâneas. Esse conceito tem sido utilizado em vários campos, como esporte, saúde, entretenimento e eletrônicos há muito tempo.

Graças às oportunidades proporcionadas pela tecnologia de sensores e internet, a tecnologia vestível fez progressos significativos nas últimas duas décadas e se tornou dispositivos que usamos com frequência em nossas vidas diárias. Desde o ano de 2016, o termo “*wearable technology*” figura em primeiro lugar (com exceção em 2018 (terceiro lugar) e 2021 (segundo lugar)) entre as 10 principais tendências de fitness, segundo os resultados anuais da pesquisa mundial sobre tendências de fitness realizada pelo *Health & Fitness Journal* do Colégio Americano de Medicina do Esporte, voltando para o primeiro lugar no ano de 2022 e mantendo-se no ano de 2023 e 2024 (Newsome *et al.*, 2024).

O tamanho do mercado global de tecnologia vestível deve atingir US\$ 186,14 bilhões até 2030, crescendo a um CAGR (Compound Annual Growth Rate) de 14,9% durante o período de previsão, de acordo com um novo relatório da Grand View Research. No Brasil, o crescimento no mercado de vestíveis foi de 21,1% no segundo trimestre de 2020 (entre abril e junho) quando comparado ao mesmo período do ano anterior (Grandview Research, 2020).

No campo da saúde a crescente preocupação com as doenças crônicas (hipertensão, obesidade e diabetes) levaram à adoção de produtos vestíveis, como monitores fisiológicos e rastreadores de atividade, que oferecem informações em tempo

real sobre a saúde geral (Bunn *et al.*, 2018). No campo da ciência do esporte, há uma tendência crescente na utilização de produtos vestíveis permitindo que atletas, treinadores e equipes de suporte monitorem e analisem diversos aspectos do desempenho e da saúde dos atletas. Isso foi impulsionado pelo aumento da disponibilidade, menor custo e avanços tecnológico (Li *et al.*, 2016; Seshadri *et al.*, 2019).

Exemplo de instrumento vestível utilizado na monitoração cinética e cinemática são os dispositivos compostos por diversos sensores, como acelerômetros, giroscópios, GPS integrado que permitem a medição de deslocamentos verticais e horizontais (García-Rubio *et al.*, 2020). Métricas como distância total percorrida, peso levantado, número e intensidade de sprints ou colisões podem ser determinadas usando sensores baseados em GPS. Os sensores de posição triangularizam a transmissão do sinal de vários satélites GPS orbitando a Terra e podem determinar com precisão a velocidade e a posição (dentro de 1 m) de um atleta em um campo. Esses dispositivos estão desempenhando um papel fundamental na análise do desempenho esportivo, permitindo que treinadores, médicos e treinadores entendam melhor as demandas físicas de um atleta em tempo real.

A maioria dos trabalhos que avaliam o movimento humano e sua correlação com o desempenho esportivo envolve o uso de dispositivos comerciais baseados em GPS, como os dispositivos Catapult (OptimEye S5) e o dispositivo GPS da Zebra Technologies. Além desses, outros dispositivos também estão disponíveis como o Zephyr, Exelio's Gpexe® system e o WIMU® PRO System. Esses dispositivos possuem um circuito de processamento totalmente integrado, acelerômetro, giroscópio e magnetômetro para medir a posição do corpo, forças de impacto, velocidade, aceleração e direção de maneira contínua.

Além disso, outros dispositivos vestíveis usados no pulso também são utilizados para monitorar deslocamentos e sinais fisiológicos como a frequência cardíaca, por exemplo os relógios monitores de frequência cardíaca com GPS integrado (Cassirame *et al.*, 2017; Climstein *et al.*, 2020; Giles, Draper e Neil, 2016; Gilgen, Theresa e Thomas, 2019; Hernández-Vicente *et al.*, 2016). Além disso, diversas pulseiras rastreadoras de atividade física também estão disponíveis no mercado (Bunn *et al.*, 2018).

Esses dispositivos fornecem ao usuário feedback em tempo real sobre vários aspectos das atividades diárias, como número de passos dados, gasto de energia, tempo de sono e tempo gasto em diferentes níveis de atividade. Além disso, fornecem opções de definição de metas pessoais, dados resumidos e visualizações por meio da sincronização

com aplicativos para smartphone e softwares de computador interativos. Apesar de serem populares no mercado, os dispositivos disponíveis no mercado até o ano de 2017, costumavam subestimar suas medidas de contagem de passos em velocidade mais lenta, e a frequência cardíaca e o gasto energético em exercícios mais intensos (Bunn *et al.*, 2018).

Mais recentemente, dispositivos mais atuais utilizados no punho, foram testados quanto ao gasto energético e a frequência cardíaca, no entanto, apresentaram baixa precisão para determinar o gasto calórico durante 5 atividades diferentes (repouso, caminhar, correr, exercícios resistidos e ciclismo). Além disso, nas atividades mais intensas o Polar Vantage V e Fitbit Sense subestimaram a frequência cardíaca (Hajj-Boutros *et al.*, 2022). O estudo de DÜKING *et al.*, (2020) mostrou que os dados de frequência cardíaca no pulso do Garmin Fenix 5 devem ser interpretados com cautela devido à alta taxa de erro.

A rápida evolução da tecnologia trouxe dispositivos altamente sofisticados, como smartphones, em nosso dia a dia. O mercado para esses dispositivos está crescendo em ritmo acelerado. Globalmente, a previsão é que este ano (2023) o número de smartphones ativos chegue a 7,33 bilhões. Em 2020, o número de smartphones ativos foi de 3,5 bilhões, mostrando que 44,81% da população mundial possuía um smartphone (BANKMYCELL, 2020). Neste mesmo ano, o Brasil ocupava a quarta colocação no ranking mundial no número de smartphones ativos, cerca de 96,9 milhões, o que equivale a 45,6% de usuários (BANKMYCELL, 2020).

Os recursos de multimídia presentes nos smartphones abrem novas possibilidades para o desenvolvimento de aplicativos (Vandenberk *et al.*, 2017). Essa tecnologia móvel aliada à disponibilização de aplicativos aumentou a possibilidade de pesquisadores, técnico e atletas monitorarem e quantificarem diversas variáveis fisiológicas e de desempenho com maior praticidade (Dobbs *et al.*, 2019). Os sistemas de monitoramento por aplicativo de smartphone são intuitivos e fornecer análise e interpretação eficientes de dados, além de permitir relatórios eficientes de feedback simples e que seja cientificamente válido.

Atualmente, estão disponíveis diversos aplicativos para a monitoração fisiológica e de desempenho. Dentre eles estão Ithlete (Flatt e Esco, 2013), HRV4training (Plews *et al.*, 2017), Cardiomood (Pereira *et al.*, 2020) e Elite HRV (Gambassi *et al.*, 2020) para o registro da variabilidade da frequência cardíaca (VFC), MyJump (Stanton, Wintour e Kean, 2016) para monitoração da altura do salto vertical, PowerLift (Pérez-

Castilla *et al.*, 2019) que monitora a velocidade da barra (supino ou agachamento), o aplicativo MySprint (Stanton *et al.*, 2016) que monitora a velocidade em sprints e o aplicativo e o CODTimer (Balsalobre-fernández *et al.*, 2019) que monitora a velocidade em sprints com mudanças de direção.

Mais atualmente, os novos produtos comerciais destinados a atletas têm proposto a utilização de múltiplas variáveis para a avaliação conjunta e disponibilização de feedback. É o caso do polar da linha Vantage que traz consigo um aplicativo Polar Smart Coaching que promete ajudar o usuário final no gerenciamento das cargas de treinamento assim como da recuperação. Esta ferramenta propõe, inclusive, ajustes das cargas de treino ou de descanso, de acordo com a VFC, o sono e a potência de corrida. Outro exemplo é a plataforma Training Peaks, que também auxilia o usuário no acompanhamento das cargas de treinamento e na indicação profissionais de educação física, que estão próximos à sua localização geográfica, para que atuem como seu treinador pessoal.

Apesar da popularidade dos dispositivos vestíveis e dos aplicativos para smartphone, poucos foram testados rigorosa e independentemente para determinar sua precisão, confiabilidade e validade. Além disso, os dispositivos vestíveis também apresentam desvantagens como a necessidade de colocar os dispositivos em localizações anatômicas específicas; artefato de movimento; monitoramento de algumas variáveis individuais (em oposição a um conjunto de variáveis); falta de medição de fatores ambientais; incerteza sobre a precisão da interpretação dos dados (Halsen, Peake e Sullivan, 2016).

Além dessas questões, poucos dos dispositivos e aplicativos disponíveis no mercado foram comparados com o padrão ouro; além disso, os fabricantes geralmente não compartilham os algoritmos usados. Muitas empresas que desenvolvem e comercializam sua tecnologia para o esporte / preparação física não tomam as medidas adequadas para validar seus processos de medição, apenas desenvolve seus produtos e os disponibiliza no mercado. Desse modo, apesar das inúmeras vantagens proporcionadas pelos dispositivos vestíveis e os smartphones associados a aplicativos, o rigor e a análise cuidadosa são necessários antes que dados estejam disponíveis para atletas e treinadores.

4. PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS

4.1. CARACTERIZAÇÃO DO ESTUDO

Trata-se de um estudo de caráter quase experimental (Thomas, Nelson e Silverman, 2012), com aspecto de inovação tecnológica de instrumento que será utilizado para avaliação da variável de desfecho.

4.2. SUJEITOS

O estudo foi desenvolvido com atletas de atletismo de ambos os sexos. Como critérios de inclusão os atletas devem treinar há no mínimo dois anos na modalidade, sem grandes interrupções (até 3 meses), estar treinando ininterruptamente há pelo menos três meses na temporada, com frequência semanal mínima de cinco sessões de treino, participar regularmente de competições, realizar treinamentos seguindo programação definida por um treinador. Os critérios de exclusão adotados foram: não realizar as avaliações, sofrer lesões musculotendíneas durante o período do estudo e participar de competições durante o período do estudo.

4.3. ASPECTOS ÉTICOS

Este projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Centro de Ciências da Saúde, Universidade Federal da Paraíba sob o protocolo 4.827.722/21. Todos os participantes foram previamente esclarecidos quanto aos procedimentos 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

Foi desenvolvido uma plataforma web que contém três módulos: CMJ, VFC e percepção subjetiva (recuperação, esforço e bem-estar). O módulo de VFC foi testado contra o padrão ouro. Posteriormente, os atletas foram monitorados durante um mesociclo (quatro semanas) composto de 4 microciclos (conjunto das sessões de treino realizadas em uma semana) onde foram realizadas ondulações das cargas de treino. As avaliações ocorreram diariamente antes de cada sessão de treino.

4.5. DESENVOLVIMENTO DA PLATAFORMA WEB

Para o desenvolvimento da plataforma web foi utilizado o *software* Visual Code Studio e foram utilizadas as linguagens *Python* com *Flask*, *Hypertext Markup Language* (HTML), *Cascading Style Sheets* (CSS) e *JavaScript*. A linguagem HTML foi utilizada para o desenvolvimento das interfaces *web front-end*, a linguagem CSS foi utilizada para estilizar a interface através de fontes, cores e outros aspectos visuais e o *JavaScript* foi utilizado para o desenvolvimento das funcionalidades do aplicativo. Além disso, foram utilizadas a Biblioteca *Chart.JS* e a Biblioteca *WebSerial* para a criação de gráficos e comunicação serial direta entre a plataforma web e dispositivos conectados ao computador, respectivamente.

O PostgreSQL e o DBeaver foram utilizados para o gerenciamento e consultas do banco de dados. A plataforma foi hospedada no Site Render.com e o código fonte foi hospedado no GitHub. A plataforma possui um login e senha do administrador que pode cadastrar os atletas que passam a ter também seu login e senha (figura 8). E as telas para cada avaliação: Questionário de percepção subjetiva de recuperação (figura 9), questionário de percepção subjetiva de esforço (figura 10), questionário de percepção subjetiva de bem-estar (figura 11), tela de registro da variabilidade da frequência cardíaca (figura 12) e tela de registro do salto vertical com contramovimento (figura 13) além da tela de visualização dos dados armazenados (figura 14).

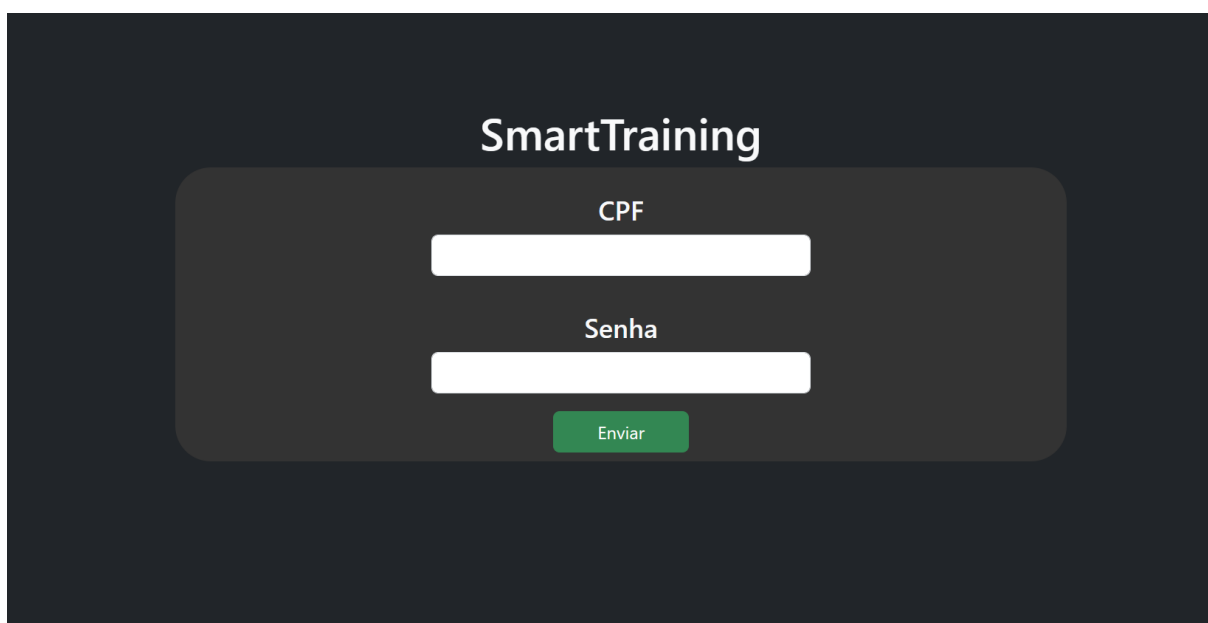


Figura 8. Tela de login da plataforma.

SmartTraining Consultas Questionários ▾ Análise VFC CMJ Atletas ▾ ADMIN (admin) Sair

Como você se sente neste momento em relação à sua recuperação?

0 a 1 - Muito Mal Recuperado / Extremamente Cansado
2 a 3 - Não Bem Recuperado / Um Pouco Cansado
4 - Um Pouco Recuperado
5 - Adequadamente Recuperado
6 a 7 - Moderadamente Recuperado
8 a 9 - Bem Recuperado / Com Energia
10 - Muito Bem Recuperado / Com grande energia

☐ 0 ☐ 1 ☐ 2 ☐ 3 ☐ 4 ☐ 5 ☐ 6 ☐ 7 ☐ 8 ☐ 9 ☐ 10

Enviar

Figura 9. Tela do questionário de percepção subjetiva de recuperação.

SmartTraining Consultas Questionários ▾ Análise VFC CMJ Atletas ▾ ADMIN (admin) Sair

Qual seu nível de esforço da sessão de treino?

0 - descanso
1 - muito, muito leve
2 - leve
3 - moderado
4 - um pouco intenso
5 a 6 - intenso
7 a 9 - muito intenso
10 - máximo

☐ 0 ☐ 1 ☐ 2 ☐ 3 ☐ 4 ☐ 5 ☐ 6 ☐ 7 ☐ 8 ☐ 9 ☐ 10

Enviar

Figura 10. Tela do questionário de percepção subjetiva do esforço da sessão de treino.

Figura 11. Tela do questionário de percepção de bem-estar.

Para realização do registro da VFC o atleta fez o login em sua conta individual (figura 8). Após o login o atleta teve acesso ao menu podendo navegar pelos diversos módulos. Ao escolher a opção VFC no menu, ele foi direcionado para a tela de registro da VFC (figura 12). Nesta tela o atleta, inicialmente, conecta via Bluetooth, uma fita de frequência cardíaca da marca Polar® (Modelo H10, Kempele, Finlândia). Após conectado à fita de frequência cardíaca, o atleta definiu o tempo de registro e pressionou o botão para iniciar o registro. Ao final ocorreu o processamento dos dados e o cálculo de cada índice da VFC no domínio do tempo, da frequência e variáveis não lineares. Os dados então, foram exibidos na tela e ficaram armazenados no banco de dados do atleta.

Para o processamento de dados e cálculo da VFC foi utilizado uma Biblioteca Python construído sobre SciPy, AstroPy, Nolds e NumPy e distribuído sob a licença GPLv3 na versão 1.0.4. Essa biblioteca fornece métodos para remover batimentos ectópicos (batimentos <300ms ou >2000ms) do sinal e interpolar valores para análise posterior, conforme script a seguir:

```
hrvanalysis.preprocessing.get_nn_intervals(rr_intervals: List[float], low_rri: int
= 300, high_rri: int = 2000, interpolation_method: str = 'linear',
ectopic_beats_removal_method: str = 'kamath', verbose: bool = True) → List[float]
```

Após a remoção de batimentos ectópicos e da interpolação (quando necessário), foi realizado o cálculo dos índices do domínio do tempo: frequência cardíaca média (FC),

média dos intervalos RR (Mean RR), raiz quadrada da média da soma dos quadrados das diferenças entre os intervalos RR adjacentes (rMSSD), desvio padrão do intervalo de tempo entre batimentos RR (SDNN) e o percentual do número de diferenças de intervalo de intervalos RR sucessivos maiores que 50 ms (pNN50). Para o cálculo do domínio do tempo foi utilizado o script abaixo, que fornece vários métodos para extrair recursos de intervalos RR para análise da variabilidade da frequência cardíaca.

```
hrvanalysis.extract_features.get_time_domain_features(nn_intervals:  
List[float]) → dict
```

No domínio da frequência estão disponíveis na plataforma os índices: baixa frequência (LF) (0,04 a 0,15 Hz), alta frequência (HF) (0,15 a 0,40 Hz), a relação LF/HF. Para a estimativa de espectros de potência utilizamos o método de Welch (Transformada Rápida de Fourier - FFT) para o cálculo dos índices do domínio da frequência, utilizando o script a seguir:

```
hrvanalysis.extract_features.get_frequency_domain_features(nn_intervals: List[float],  
method: str = 'welch', sampling_frequency: int = 4, interpolation_method: str = 'linear',  
vlf_band: collections.namedtuple = Vlf_band(low=0.003, high=0.04), lf_band:  
collections.namedtuple = Lf_band(low=0.04, high=0.15), hf_band:  
collections.namedtuple = Hf_band(low=0.15, high=0.4)) → dict
```

As variáveis não lineares disponíveis são: o desvio padrão da variabilidade instantânea a instantânea do intervalo R-R medida a partir de gráficos de Poincaré (SD1) e o desvio padrão da variabilidade a longo prazo do intervalo R-R medida a partir de gráficos de Poincaré (SD2) e a razão SD2/SD1). O script abaixo foi utilizado para o cálculo de cada índice não linear por meio da plotagem de Poincaré. Para obter o SD1 utilizou-se o desvio padrão da projeção de Poincaré na linha perpendicular à linha de identificação. O SD2 foi definido como o desvio padrão da projeção da plotagem de Poincaré na linha de identificação ($y = x$).

```
hrvanalysis.extract_features.get_poincare_plot_features(nn_intervals: List[float]) →  
dict
```

Nome do Atleta

Estado da Conexão: Desconectado

Nome do Atleta												
FC	Mean RR	RMSSD	SDNN	pNN50	LF	HF	LF/HF	VLF	Total Power	SD1	SD2	SD1/SD2
00												
Tempo (min)												

Figura 12. Tela de avaliação da variabilidade da frequência cardíaca.

SmartTraining
Consultas Questionários ▾ Análise VFC CMJ Atletas ▾
ADMIN (admin)

CMJ

Nome do Atleta

Estado da Conexão: Desconectado

Nome do Atleta			
Tempo	Altura	Tipo	Observação

Figura 13. Tela de avaliação da altura do salto com contramovimento.



Figura 14. Tela de visualização dos dados.

4.6. USABILIDADE DA PLATAFORMA WEB

4.6.1. Escala de Usabilidade do Sistema (EUS) (*System Usability Scale - SUS*)

A usabilidade da plataforma web foi avaliada por meio da Escala de Usabilidade do Sistema (SUS) de 10 itens traduzida e validada para português (Martins *et al.*, 2015). Os itens são: 1. Eu acho que gostaria de usar esse sistema com frequência. 2. Eu acho o sistema desnecessariamente complexo. 3. Eu achei o sistema fácil de usar. 4. Eu acho que precisaria de ajuda de uma pessoa com conhecimentos técnicos para usar o sistema. 5. Eu acho que as várias funções do sistema estão muito bem integradas. 6. Eu acho que o sistema apresenta muitas inconsistências. 7. Eu imagino que as pessoas aprenderão a usar esse sistema rapidamente. 8. Eu achei o sistema complicado de usar. 9. Eu me senti confiante ao usar o sistema. 10. Eu precisei aprender várias coisas novas antes de usar o sistema. Os 10 itens são pontuados em uma escala tipo Likert de 5 pontos (variando de 0 discordo totalmente a 4 concordo totalmente). Após a conclusão do SUS, os usuários foram solicitados a responderem uma pergunta aberta sobre comentários gerais e sugestões sobre como melhorar a plataforma. As respostas foram coletadas por meio da plataforma *Google Forms*.

A pontuação obtida pelo SUS (*System Usability Scale*) indicou que a plataforma web desenvolvida possui uma boa usabilidade, com uma pontuação média total de $83,0 \pm 12,5$, variando entre 47,5 e 100. A maioria dos participantes (74,7%) classificou a

usabilidade da plataforma como 'Excelente'. Somente 3,2% a classificaram como 'Okey', e nenhum participante atribuiu pontuação classificada como 'Ruim' ou 'Pior Imaginável' à plataforma. Esses dados indicam a facilidade em usar a plataforma web pelo público-alvo.

4.7. VALIDAÇÃO DA VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA

O módulo da VFC teve a validade testada em comparação ao padrão ouro de registro. Na etapa de validação do módulo da VFC, os atletas foram solicitados a não realizarem treinamentos nas 48h antes das coletas de dados. Adicionalmente, para a aquisição dos intervalos RR, os atletas foram orientados a evitar a ingestão de alimentos e suplementos contendo substâncias simpaticomiméticas, como a cafeína, por pelo menos 8 horas antes da avaliação, bem como o consumo de álcool por no mínimo 12 horas.

Os intervalos RR foram registrados pelo ECG convencional e a plataforma web desenvolvida conectada a uma fita de frequência cardíaca da marca Polar® (Modelo H10, Kempele, Finlândia) que foi colocada no nível do processo xifóide, simultaneamente. O registro foi realizado por um período de cinco minutos na posição supina, após um período de repouso de cinco minutos utilizado para instrumentação do atleta. Os atletas foram instruídos a permanecerem de olhos abertos e com o mínimo de movimentos durante todo o registro dos dados (Bloomfield *et al.*, 2001; Kiviniemi *et al.*, 2007) que ocorreu em um ambiente silencioso. Além disso, a ativação dos dispositivos foi feita manualmente para eliminar possíveis erros de sincronização entre eles.

O ECG utilizado foi o sistema de três derivações, acoplado a um conversor analógico-digital (ADC) que estava conectado a um computador provido do software WINDAQ Data Acquisition (DATAQ Instruments DI-200 Acquisition, Akron, Ohio, Estados Unidos) que registrou as informações. Os três eletrodos foram colocados da seguinte forma: o eletrodo do braço esquerdo (LA) foi colocado no pulso esquerdo; os eletrodos das pernas direita (RL) e esquerda (LL) foram colocados acima dos tornozelos da perna direita e esquerda. Foi configurado um canal do sinal para adquirir sinais de ECG a uma frequência de amostragem de 500Hz. Os dados brutos registrados pelo ECG foram exportados com o software WINDAQ Data playback/Analysis em um arquivo xlsx, calculados os intervalos RR e exportados em formato TXT. Os dados registrados na plataforma web foram analisados diretamente na plataforma. Os dados do ECG e da plataforma web foram analisados no software *Kubios HRV Standard* na versão 4.1.2

(Biosignal Analysis and Medical Image Group, Departamento de Física, Universidade de Kuopio, Kuopio, Finlândia) (Tarvainen *et al.*, 2014). A concordância foi avaliada entre os valores derivados do ECG analisados no Kubios e os valores fornecidos automaticamente pela plataforma web e esses mesmos dados analisados no Kubios.

4.8. AVALIAÇÃO DAS RESPOSTAS CRÔNICAS A UM MESOCICLO DE TREINAMENTO

4.8.1. Procedimentos pré experimentais

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 (dois dias seguidos por semana).

Os atletas foram avaliados diariamente durante um mesociclo de treinamento dentro de sua temporada. Durante o mesociclo os treinamentos foram divididos em 4 microciclos assim distribuídos:

- um microciclo ordinário, onde os atletas realizaram treinamento conforme a planilha formulada pelo treinador.
- dois microciclos de choque, (microciclo de choque 1) foi solicitado ao treinador um aumento de 30% no volume de treinamento. No microciclo de choque 2 foi solicitado ao treinador um aumento de 20% na intensidade do treinamento.
- e um microciclo regenerativo foi realizada uma redução de 50% das cargas de treinamento em relação ao primeiro microciclo.

Os atletas foram avaliados diariamente com PSR, bem-estar, CMJ e PSE e com CK antes do primeiro e do último treinamento de cada microciclo (figura 15). Essas avaliações foram realizadas utilizando a plataforma web desenvolvida onde realizaram o registro da variabilidade da frequência cardíaca (VFC), responderam ao questionário de bem-estar e de percepção de recuperação e inseriram manualmente o salto vertical com contramovimento.

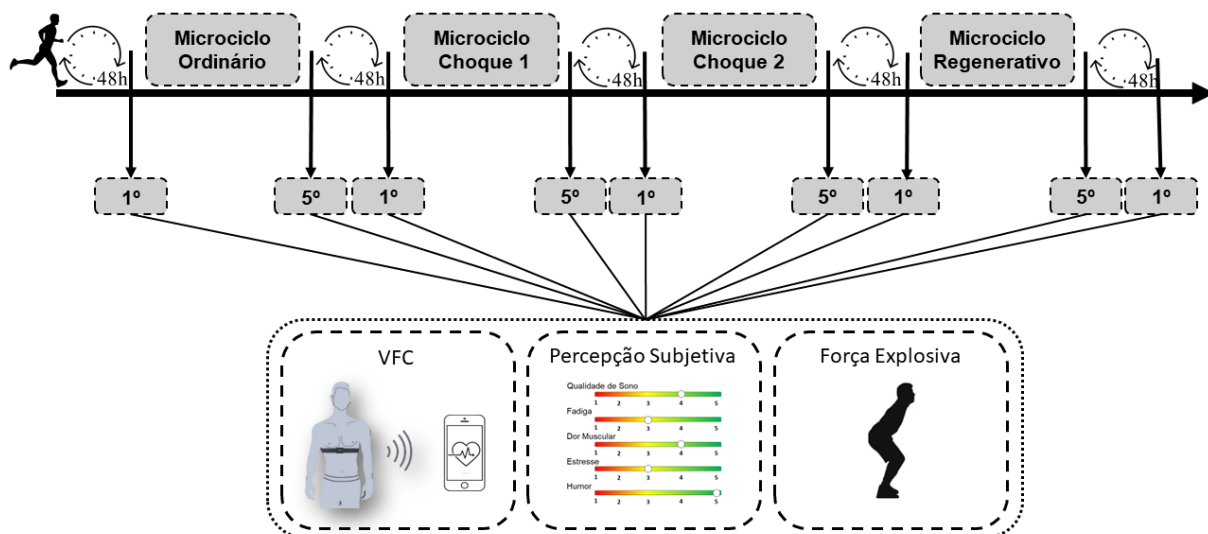


Figura 15. Desenho do estudo da avaliação das respostas crônicas a um mesociclo de treinamento. Fonte: autoria própria.

4.8.2. Antropometria e Composição Corporal

O peso corporal e a estatura foram avaliados 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 foram calculado o índice de massa corporal (IMC) por meio da fórmula: $IMC = \text{peso}/\text{altura}^2$.

Para a avaliação da composição corporal, foi utilizada a Absorciometria de Raios-X de Dupla Energia (DXA). A medição de padrões de critérios, como porcentagem de gordura corporal e massa corporal magra, foi obtida por meio de uma varredura de corpo inteiro usando o dispositivo de radiação LUNAR ADVANCE DF+ 13.4038 (GE LUNAR CORPORATION/EUA).

4.8.3. Variabilidade da Frequência Cardíaca (VFC)

Para o registro da VFC durante os períodos de monitoração, foram utilizados a plataforma web desenvolvida conectada à fita de frequência cardíaca da marca Polar® (Modelo H10, Kempele, Finlândia). O registro foi realizado na posição sentada durante

um período de dois minutos, e os voluntários foram instruídos a permanecerem quietos e com os olhos abertos durante todo o registro.

As variáveis adotadas nessa etapa do estudo foram: a frequência cardíaca (FC), média dos intervalos RR (mean RR), raiz quadrada do somatório do quadrado da diferença dos intervalos RR adjacentes (rMSSD), percentual de intervalos RR com diferença acima de 50 milissegundos (pNN50) no domínio do tempo, baixa frequência (LF), alta frequência (HF), razão LF/HF no domínio da frequência e SD1, SD2, SD1/SD2 como índices não lineares

4.8.4. Questionários de bem-estar e recuperação total

Os questionários foram aplicados pelo método assistido diretamente no aplicativo, em ambiente silencioso. Foram explicados os procedimentos para a resposta de cada questionário e o pesquisador permanecerá no ambiente para sanar qualquer dúvida, para evitar qualquer equívoco nas respostas dos itens.

4.8.4.1. Percepção Subjetiva de bem-estar

Foi utilizado um questionário de bem-estar adaptado de McLean (2010) que estava presente na plataforma, onde os atletas relataram a sua percepção de qualidade de sono, fadiga, dor muscular, estresse e humor em uma escala likert de cinco pontos. Nesse questionário, o bem-estar geral foi quantificado pela soma das cinco escalas, que poderia chegar a uma pontuação geral de bem-estar máxima de 25 pontos.

4.8.4.2. Escala de Percepção Subjetiva de Recuperação (PSR)

Para registro da recuperação subjetiva foi utilizada a escala de percepção de recuperação (PSR) de (Laurent *et al.*, 2011), traduzida e validada para o português brasileiro (Costa *et al.*, 2023). Os atletas foram solicitados a indicar o seu nível percebido de recuperação nos dias de avaliação. Esta é uma escala de 0 a 10 (0-1 = Recuperação extremamente baixa / Extremamente Cansado; 2-3 = Recuperação muito baixa; 4 = Alguma recuperação; 5 = Recuperação aceitável; 6-7 = Recuperado; 8-9 = Bem Recuperado / Com alguma Energia e 10 = Totalmente recuperado / Com muita energia). Respostas entre 0 e 3 indicam que o atleta pode apresentar desempenho reduzido.

Enquanto isso, respostas entre 4 e 7 indicam que o atleta pode repetir um desempenho similar ao apresentado anteriormente e respostas entre 8 e 10 indicam que o atleta pode ter um desempenho melhorado.

4.8.5. Salto Vertical com contramovimento

Foi utilizado a média de três saltos verticais com contra movimento e. Os saltos foram realizados utilizando um tapete de contato validado (Ferreira, Carvalho e Szmuchrowski, 2008) e os dados foram inseridos manualmente na plataforma web. Os atletas iniciaram o salto de uma posição estática e o salto foi precedido por um contra movimento sem o auxílio dos membros superiores. Durante a fase de voo do salto, o tronco foi mantido na posição vertical. A aterrissagem foi realizada com os pés de maneira simultânea, mantendo a dorsiflexão no tornozelo. Durante a realização do salto os participantes foram instruídos a saltar o mais alto possível e manter as mãos nos quadris e membro inferiores estendidos.

4.8.6. Percepção de esforço da sessão (PSE)

Trinta minutos após completar uma sessão de treinamento (para evitar que os elementos terminais de uma sessão de exercício influenciem indevidamente a classificação do esforço), os atletas respondiam a escala de percepção de esforço da sessão de treino (PSE) que foi desenvolvida por Carl Foster et al., (2001) diretamente na plataforma web. Nesta escala o atleta respondia de 0 a 10 o seu nível percebido de esforço da sessão de treino, onde, 0 = descanso; 1 = muito, muito leve; 2 = leve; 3 = moderado; 4 = um pouco intenso; 5-6 = intenso; 7-9 = muito intenso; 10 = máximo. A carga de treinamento foi calculada multiplicando o valor subjetivo da PSE da sessão pela duração do treinamento em minutos e foi expressa em unidades arbitrárias (UA).

4.8.7. Coleta sanguínea

Foram coletados 3 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.

4.8.7.1. Dano muscular

4.8.7.1.1. CREATINA QUINASE (CK)

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. A absorbância foi obtida no analisador automático *Labmax 240 Premium*, no comprimento de onda 340nm.

4.9. 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. Para os dados que não foram paramétricos foi realizada a transformação logarítmica.

Na etapa de validação concorrente, 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. O coeficiente de correlação foi classificado em trivial ($<0,10$), pequeno ($>0,10$ a $0,30$), moderado ($>0,30$ a $0,50$), grande ($>0,50$ a $0,70$), muito grande ($>0,70$ a $0,90$), quase perfeito ($>0,90$ a $0,99$) e perfeito (1) (Hopkins, 2000). Para avaliar a confiabilidade foi utilizado o coeficiente de correlação intraclasse (CCI) de medidas aleatórias simples de duas vias. O CCI foi classificado em ($<0,5$) baixa, ($>0,5$ a $<0,75$) moderada, ($>0,75$ a $<0,9$) boa e ($>0,90$) excelente (Koo e Li, 2016b). A regressão linear simples foi testada para verificar o erro padrão de estimativa (EPE). Para avaliar a concordância entre a plataforma web e o ECG, foi realizada uma análise de Bland-Altman. A diferença média (viés) e os limites de concordância de 95% (calculados como a diferença média $\pm 1,96$ vezes o desvio padrão das diferenças) foram determinados.

Para a avaliação da sensibilidade do aplicativo às ondulações das cargas de treinamento durante o mesociclo de treinamento foi utilizado o teste ANOVA medidas repetidas. Os dados foram analisados utilizando software de código aberto Jamovi (v. 2.5.6) e o nível de significância adotado foi de $p < 0,05$.

5. APRESENTAÇÃO 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 tese, decidimos por apresentar os resultados em formato de artigo.

ARTIGO 1 – submetido para a revista Journal of Sports Sciences

Sensitivity of Integrated Tools for Monitoring Athletes' Physiological State Under Different External Training Loads

Reabias de Andrade Pereira¹, Alexandre Sérgio Silva¹

¹ Department of Physical Education, Federal University of Paraíba, João Pessoa, Brazil;

Corresponding author: Alexandre Sergio Silva. Department of Physical Education, Health Sciences Center – Federal University of Paraíba – João Pessoa/PB – Brazil – CEP 58051900. E-mail: alexandresegiosilva@yahoo.com.br

ABSTRACT

The aim was to test the sensitivity of perceived recovery status (PRS) scale, session rating perception exertion (sRPE), well-being, countermovement jump (CMJ), and heart rate variability (HRV) variables over a mesocycle with intentionally structured ordinary, overload, and regenerative loads in track and field athletes. Twenty-six athletes (national and continental levels) (18.6 ± 7.98 years old; middle-distance runners [n=18; 10 men] and sprinters [n=8; 5 men]). Completed four microcycles (six training sessions each): one ordinary microcycle, two overload microcycles (increase 30% volume and 20% intensity) and one regenerative microcycle (50% reduction in training load). Daily measurements before (PRS, well-being, HRV and CMJ) and after (sRPE) training sessions, or twice a week (creatine kinase [CK]). Analyzed by the average of the six weekly measures, overload microcycle, sRPE and the fatigue scale increased while PRS significantly decreased. Regenerative microcycle, sRPE and the fatigue scale decreased, whereas PRS, rMSSD, and CMJ significantly increased, while CK levels remained unchanged. Analyzed daily data, HRV indices (rMSSD, pNN50, and SD1) and CK levels demonstrated sensitivity to increased and decreased training loads. In conclusion, sRPE, PRS, and the fatigue scale were sensitive to detect possible accumulated fatigue and recovery, while CMJ and rMSSD were sensitive to indicate recovery.

Keywords: Training loads, physiological monitoring, fatigue, recovery.

INTRODUCTION

Excessive training can lead to undesirable effects on the health and performance of athletes, while insufficient training loads fail to fully exploit the principle of adaptation, limiting the athlete's performance potential (Meeusen *et al.*, 2013; Nederhof *et al.*, 2008). Therefore, an adequate training load is essential to ensure a balance between stress and recovery, promoting performance improvements (Schwellnus *et al.*, 2016; Soligard *et al.*, 2016). In this context, modern sports training has increasingly focused not only on quantifying training stimuli but also on assessing the physiological responses to these stimuli (Campos *et al.*, 2022).

Traditionally, various tools have been employed to monitor physiological responses to training, including biochemical, hormonal, neural, psychometric measures, sleep quantity/quality and physical performance (BUCHHEIT, 2014; HALSON, 2019; LAURENT *et al.*, 2011; MEEUSEN *et al.*, 2013; SAW; MAIN; GASTIN, 2015a). Although these tools are widely utilized in scientific research, their practicality in daily training environments is limited. In this context, the search for more accessible and effective methods for continuous athlete monitoring remains ongoing.

In this context, tools with high administrative practicality have become increasingly preferred. These include subjective perception questionnaires for recovery, effort, and well-being (Saw, Main e Gastin, 2016), explosive strength tests (such as the countermovement jump) to assess fatigue based on the athlete's muscular condition (Claudino *et al.*, 2017) and heart rate variability to evaluate the modulation of the cardiac autonomic nervous system (Schmitt, Regnard e Millet, 2015).

Given the consensus that athlete monitoring should not be limited to a single tool (Bourdon, P. *et al.*, 2017), these tools should be used complementarily, allowing for the early detection of symptoms related to inadequate adaptation to training loads and recovery, thus enabling timely intervention. However, the effectiveness of these tools when used together still needs to be investigated to determine whether they can provide a more comprehensive and accurate view of the athletes' physiological state. When used in isolation, these tools may not be as effective, but when combined, they can offer more robust and relevant information.

Thus, we hypothesize that combining these tools may be more sensitive in determining the physiological state in response to training demands. Therefore, the aim of this study was to test the sensitivity of integrating variables related to subjective perception of recovery, effort, and well-being, lower limb explosive strength, and cardiac

autonomic nervous activity throughout a mesocycle with intentionally ordinary, overload, and regenerative training loads in track and field athletes.

METHODS

Participants

The study initially included 44 enrolled athletes, six of whom did not attend, six withdrew after the initial evaluation, and six were excluded for missing more than one consecutive evaluation. Thus, the study was conducted with 26 track and field athletes (18.6 ± 7.98 years), including 15 males. The athletes had at least two years of experience in the sport with minimal interruptions (up to 3 months), trained a minimum of five sessions per week, regularly participated in regional and national competitions, and followed a training schedule set by a coach. The exclusion criteria were missing more than one consecutive evaluation or training session, suffering musculoskeletal injuries during the study period, and participating in competitions during the study period.

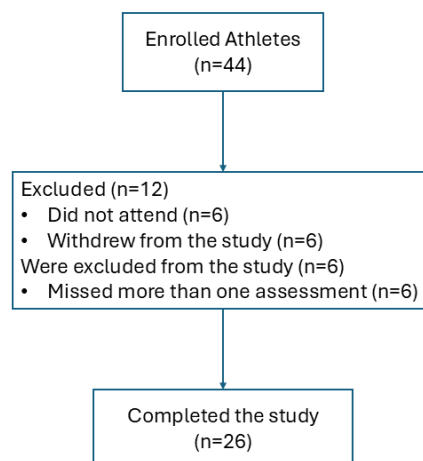


Figure 1. Composition of the Study Sample.

Ethical Aspects

This study was approved by the local Research Ethics Committee under protocol. The study was approved by a local Ethics Committee (registration number 4.827.722/21) and was conducted in accordance with the World Medical Association's Code of Ethics (Declaration of Helsinki). Participants were fully informed of the study's aims in advance. Their rights were safeguarded, with voluntary participation requested and the option to withdraw at any time.

Study Design

The athletes were monitored throughout a mesocycle composed of four microcycles, each lasting six days, during which training loads were undulated. This undulation included one microcycle with usual training loads, two microcycles with increased training loads, and one microcycle with reduced training loads (Figure 2). Daily, the athletes responded to the perceived recovery status (PRS) scale, session rating of perceived exertion (sRPE), and a well-being questionnaire, in addition to recording heart rate variability (HRV) and countermovement jumps (CMJ). Furthermore, before the first and last training sessions of each microcycle, a blood sample was collected for creatine kinase (CK) measurement.

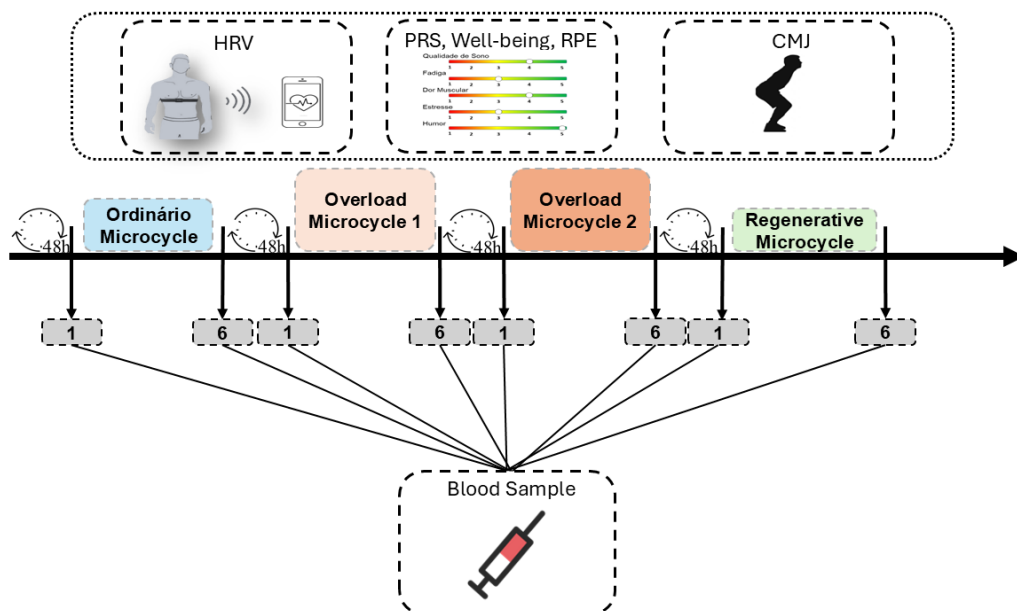


Figure 2. Study Design

HRV = Heart Rate Variability; PRS = Perceived Recovery Status Scale; sRPE = Session Rating of Perceived Exertion; CMJ = Countermovement Jump

During the mesocycle, the training was divided into 4 microcycles as follows:

- One ordinary microcycle, with usual training loads where the athletes followed the training plan formulated by the coach.
- Two overload microcycles: In overload microcycle 1, the coach was instructed to increase the training volume by 30% (increased distance and number of sprints). In overload microcycle 2, the coach was asked to increase the training intensity by 20% (decreased duration of each exercise).

- One regenerative microcycle, where the training load was reduced by 50% compared to the first microcycle.

Perceived Recovery Status (PRS) Scale

For the subjective recovery recording, the perceived recovery status (PRS) scale from (Laurent *et al.*, 2011), translated and validated into Brazilian Portuguese (Costa *et al.*, 2023) was used. Daily, the athletes were asked to indicate their perceived level of recovery. This is a scale from 0 to 10: (0-1 = very poorly recovered / Extremely tired; 2-3 = Not well recovered / somewhat tired; 4 = Somewhat recovered; 5 = Adequately Recovered; 6-7 = Moderately recovered; 8-9 = Well recovered / Somewhat energetic and 10 = very well recovered / Highly energetic).

Well-Being Questionnaire (WB)

The athletes completed a well-being questionnaire adapted from McLean (2010) immediately after recording their HRV. In this questionnaire, athletes reported their perceptions of fatigue, sleep quality, general muscle soreness, stress levels and mood directly on the web platform, using a five-point Likert scale (1 to 5). Overall well-being was quantified by summing the five scales, with a maximum possible general well-being score of 25 points.

Heart Rate Variability (HRV)

For HRV recording during the monitoring period, the developed web platform was used in conjunction with a validated heart rate monitor (Polar® Model H10, Kempele, Finland) (Pereira *et al.*, 2020). The recordings were performed daily before each training session in a quiet environment, with participants seated for a period of two minutes. Volunteers were instructed to remain still with their eyes open throughout the recording.

The following indices were adopted in the time domain: the square root of the sum of the squared differences between adjacent RR intervals (rMSSD), the percentage of RR intervals with differences greater than 50 milliseconds (pNN50). In the frequency domain: low frequency (LF), high frequency (HF), and the LF/HF ratio. For nonlinear variables: the standard deviation of short-term RR interval variability measured from Poincare plots (SD1), the standard deviation of long-term RR interval variability measured from Poincare plots (SD2), and the SD1/SD2 ratio.

Countermovement Jump (CMJ)

Explosive strength was assessed through vertical jump height with countermovement following the Bosco, Luhtanen e Komi, (1983) Protocol. The athletes were previously familiarized with the test. Daily, after standardized warm-up and before each training session, three vertical jumps with countermovement were performed. The athletes began the jump from a static position followed by a countermovement. During the flight phase of the jump, the hands were kept on the waist, and the trunk and lower limbs were maintained in a vertical position. The landing was performed with both feet simultaneously, maintaining dorsiflexion at the ankle. The athletes were instructed to jump as high as possible and keep their hands on their hips and lower limbs extended during the jump. Jumps where the athlete performed knee flexion during the flight phase were not considered. The jumps were performed on a validated contact mat (Ferreira, Carvalho e Szmuchrowski, 2008), and the result of each jump was manually entered into the web platform the average of three jumps was calculated and used in the study.

Session Rating of Perceived Exertion (sRPE)

Thirty minutes after completing a training session (to avoid the influence of the terminal elements of an exercise session on the perceived effort rating), athletes would respond to the sRPE developed by Carl Foster et al., (2001) directly on the web platform. In this scale, the athlete rated their perceived effort level for the training session on a scale which comprises values from 0 (light effort) to 10 (maximum effort).

Training Load Quantification

The training load, expressed in arbitrary units (AU), was calculated using the session-RPE method proposed by Foster et al., (2001), by multiplying the total duration of a training session in minutes by the training intensity. Intensity was measured using a perceived exertion scale, known as session-RPE. The session-RPE score was obtained from the athletes 30 minutes after the training session. The daily training load was expressed as a single value in arbitrary units (AU).

Statistical Analysis

The data are presented as mean and standard deviation. Initially, the data were tested for normality using the Shapiro-Wilk. For the comparison of the characteristics of male and female athletes, an independent t-test was used. For the evaluation of weekly

means and weekly means separated by sex, a Two-Way repeated measures ANOVA was used. For the analysis of the daily responses of the variables during the training mesocycle, a One-Way repeated measures ANOVA was applied. The data were analyzed using the open-source software Jamovi (v. 2.4.14), and the significance level was set at $p < 0.05$.

RESULTS

The characteristics of the athletes are presented in Table 1. They were middle-distance runners ($n=18$; 10 men) and sprinters ($n=8$; 5 men), with 3 to 5 years of training in the sport. No differences were found between the groups in terms of age, body composition, or training experience in athletics (data not shown). Table 1 also presents a comparison between men and women, for which no significant differences were observed in these variables, except for greater height and body mass in men and a higher percentage of body fat in women.

Table 1. Characteristics of the athletes considering all participants and separated by sex.

Variable	All ($n=26$)	Male ($n=15$)	Female ($n=11$)	p
Age (years)	18.6 ± 7.9	19.3 ± 6.9	17.7 ± 9.5	0.63
Height (m)	1.66 ± 0.0	1.73 ± 0.1	1.59 ± 0.0	0.00
Body Mass (kg)	58.2 ± 9.4	62.7 ± 7.9	49.6 ± 6.4	<0.00
Fat (%)	18.5 ± 9.4	14.2 ± 6.2	24.6 ± 9.9	0.00
BMI (kg/m^2)	21.5 ± 2.6	20.9 ± 1.4	19.6 ± 2.9	0.17
Training Experience (years)	3.62 ± 0.9	3.80 ± 1.0	3.36 ± 0.8	0.25

Data are presented as mean $\pm$ standard deviation. BMI = Body Mass Index. Independent t-test ($p < 0.05$).

The data presented in Figure 3 indicate that the planned modifications in training loads—including an increase in volume during the second microcycle, an increase in intensity during the third microcycle (overload microcycles 1 and 2, respectively), and a reduction in volume and intensity during the fourth microcycle (regenerative microcycle)—were confirmed by the quantification of the average load per microcycle.

This quantification, calculated as the product of session duration and session rating of perceived exertion (sRPE), showed a significant increase in overload microcycles 1 and 2 compared to the ordinary microcycle, while it decreased during the regenerative microcycle compared to all previous microcycles.

This pattern was observed both in the analysis considering all participants and when separated by sex (panels B and C), as well as in the comparison between middle-distance runners and sprinters (data not shown). While panels A, B, and C display the data as weekly averages, panel D presents daily results for each training session, considering all participants. It is noteworthy that on all days of overload microcycles 1 and 2, the training load was significantly higher compared to the first day of the ordinary microcycle, whereas on all days of the regenerative microcycle, the training load was significantly lower compared to all days of overload microcycles 1 and 2 and the last three days of the ordinary microcycle.

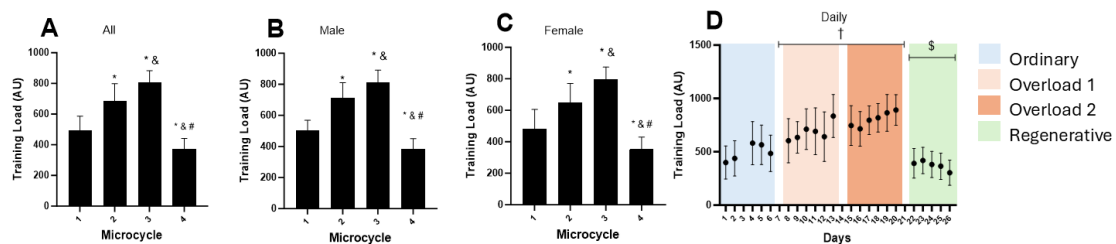


Figure 3. Training load measured by the product of session rating of perceived exertion (sRPE) and session duration during the ordinary, overload and regenerative microcycles. Data are presented as mean $\pm$ standard deviation. Panels A, B, and C = average per microcycle; Panel D = daily average. AU = Arbitrary Units. * = significant difference compared to the ordinary microcycle; & = difference compared to overload microcycle 1; # = difference compared to overload microcycle 2; † = difference compared to the first day of the ordinary microcycle; \$ = significant difference compared to the last day of overload microcycle 2. Two-way repeated-measures ANOVA ($p < 0.05$).

The behavior of the session Rating of Perceived Exertion (sRPE) is presented in Figure 4. In the analysis considering all participants (panel A), it was observed that the average values for overload microcycles 1 and 2 were significantly higher compared to the ordinary microcycle, and the values for overload microcycle 2 were higher than those for overload microcycle 1. On the other hand, sRPE decreased in the regenerative microcycle compared to all previous microcycles. The behavior observed in the analysis considering all participants was the same when separated by sex (panels B and C). This

same pattern was also observed between middle-distance runners and sprinters (data not shown).

In Figure 4 (panel D), the average sRPE for each training session is also shown for all participants. It is evident that on all days of overload microcycles 1 and 2, sRPE values were significantly higher compared to the first day of the ordinary microcycle. Meanwhile, on all days of the regenerative microcycle, sRPE values were significantly lower compared to all days of overload microcycles 1 and 2, but with no significant difference compared to the ordinary microcycle.

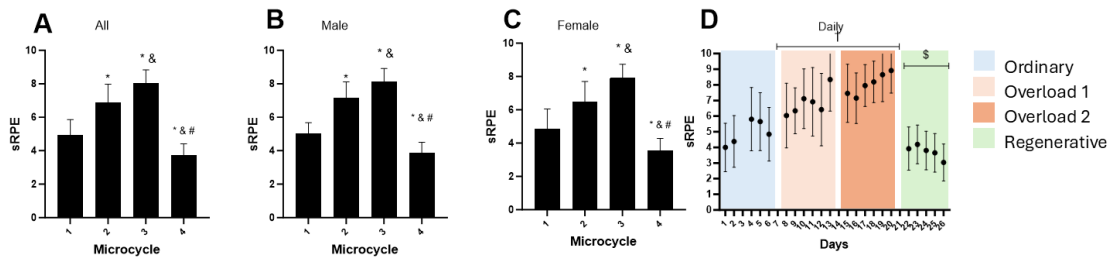


Figure 4. Session Rating of Perceived Exertion (sRPE) during the ordinary, overload and regenerative microcycles. Data are presented as mean $\pm$ standard deviation. Panels A, B, and C = average per microcycle; Panel D = daily average. RPE = Rating of Perceived Exertion. * = significant difference compared to the ordinary microcycle; & = difference compared to overload microcycle 1; # = difference compared to overload microcycle 2; † = difference compared to the first day of the ordinary microcycle; \$ = significant difference compared to the last day of overload microcycle 2. Two-way repeated-measures ANOVA ($p < 0.05$).

The behavior of the muscle damage marker variable (CK) is presented in Figure 5. It was observed that this variable did not change over the monitoring period, as no differences were found between the means of the four microcycles, either in the analysis considering all participants (panel A), in the analysis separated by sex (panels B and C), or when comparing the modalities (data not shown). The only difference observed was in the comparison of data from each session (panel D), which showed a significant increase in CK on the last day of overload microcycle 2 compared to the first day of the ordinary microcycle. Additionally, a significant reduction in CK was observed on the first day of the regenerative microcycle compared to the last day of overload microcycle 2, but with no difference compared to the ordinary microcycle.

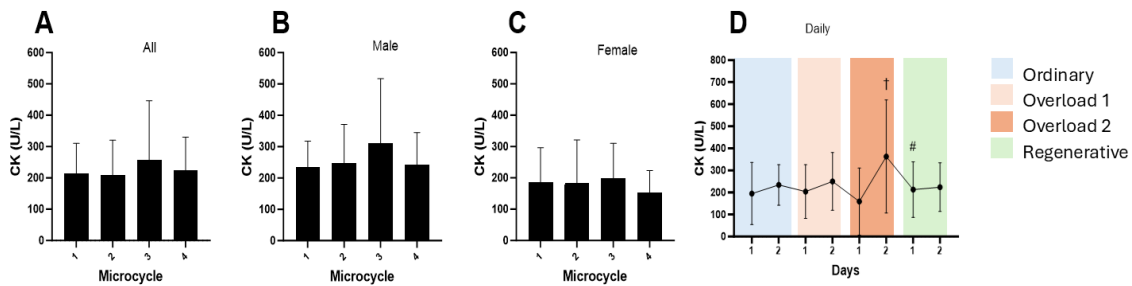


Figure 5. Behavior of the muscle damage marker enzyme during the mesocycle composed of ordinary, overload and regenerative microcycles. Data are presented as mean $\pm$ standard deviation. U/L = units per liter. Panels A, B, and C = average per microcycle; Panel D = daily average. * = difference compared to baseline; # = difference compared to the end of the previous microcycle; \$ = difference compared to the start of the microcycle. Two-way repeated-measures ANOVA ($p < 0.05$).

The behavior of the perceived recovery status (PRS) scale is presented in Figure 6. In the analysis considering all participants (panel A), it was observed that there was a significant reduction in overload microcycles 1 and 2 compared to the ordinary microcycle. In the regenerative microcycle, there was a significant increase compared to overload microcycles 1 and 2, but no difference compared to the ordinary microcycle. In the analysis separated by sex (panels B and C), a significant reduction was observed in overload microcycle 1 for both sexes compared to the ordinary microcycle; however, in overload microcycle 2, this reduction was only observed in women. On the other hand, a significant increase in PRS was observed in the regenerative microcycle for both sexes compared to overload microcycles 1 and 2. Between the modalities, middle-distance runners and sprinters showed the same behavior observed in the analysis considering all participants (data not shown).

Panel D shows the results of the daily analysis considering all participants; a significant reduction in PRS was noted on the last day of overload microcycles 1 and 2 compared to the first day of the ordinary microcycle. In the regenerative microcycle, a significant increase was observed on all days compared to the last day of overload microcycle 2. Furthermore, the last day of the regenerative microcycle was significantly higher compared to all days of overload microcycles 1 and 2, and the last four days of the ordinary microcycle.

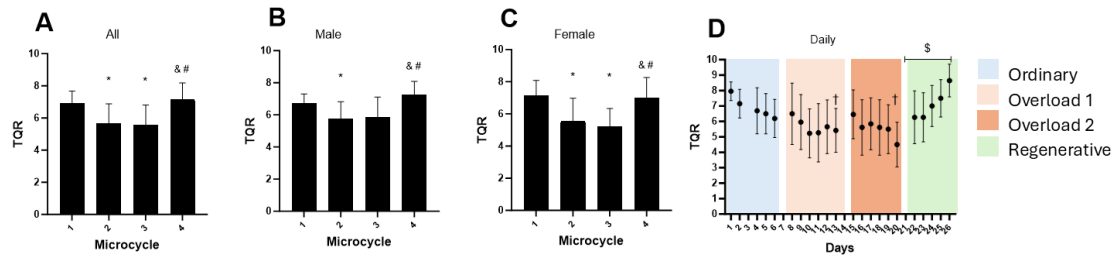


Figure 6. Behavior of recovery perception during ordinary, overload and regenerative microcycles. Data are presented as mean $\pm$ standard deviation. PRS = Perceived Recovery Status Scale. Panels A, B, and C = average per microcycle; Panel D = daily average. * = significant difference compared to the ordinary microcycle; & = difference compared to overload microcycle 1; # = difference compared to overload microcycle 2; † = difference compared to the first day of the ordinary microcycle; \$ = significant difference compared to the last day of overload microcycle 2. Two-way repeated-measures ANOVA ($p < 0.05$).

The results of the CMJ tests are presented in Figure 7. In the analysis considering all participants (panel A), it was observed that there was a significant reduction in overload microcycle 1 compared to the ordinary microcycle. On the other hand, there was a significant increase in the regenerative microcycle compared to all previous microcycles, including the ordinary microcycle. In the analysis separated by sex, men showed a significant increase in the regenerative microcycle compared to overload microcycles 1 and 2, while women showed this increase only compared to overload microcycle 1. Between the modalities, middle-distance runners and sprinters showed the same behavior observed in the analysis considering all participants (data not shown).

Panel D presents these data as daily averages considering all participants, where it was observed that changes occurred only in the regenerative microcycle, starting from the second day, where values were significantly higher compared to the last day of overload microcycle 2. The last three days of the regenerative microcycle were also significantly higher compared to all days of overload microcycles 1 and 2, and the last three days of the ordinary microcycle.

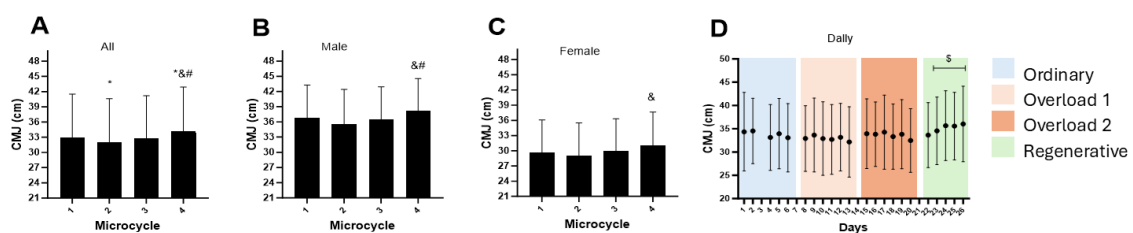


Figure 7. Behavior of daily vertical jump height with countermovement during ordinary, overload, and regenerative microcycles. Data are presented as mean $\pm$ standard deviation. Panels A, B, and C = average per microcycle; Panel D = daily average. * = significant

difference compared to the ordinary microcycle; & = difference compared to overload microcycle 1; # = difference compared to overload microcycle 2; \$ = significant difference compared to the last day of overload microcycle 2. Two-way repeated-measures ANOVA ($p < 0.05$).

The data from the well-being questionnaire are presented in Figure 7. The six panels A show the average of each microcycle for each of the six questionnaire variables in the analysis considering all participants, while panels B and C show these data separated by sex. Changes were observed only for mood, muscle soreness, fatigue, and the total well-being score, with no changes observed for sleep quality and stress. Among the variables that showed changes, these occurred at specific points. In the overload microcycle 2, only the fatigue scale significantly increased (panel A5) compared to overload microcycle 1. In the regenerative microcycle, there was a significant increase in the mood scale (panel A1) compared to both the ordinary microcycle and overload microcycle 2, and a significant reduction in the muscle soreness (panel A3) and fatigue (panel A5) scales compared to overload microcycle 2. Additionally, there was a significant increase in the total well-being score (panel A6) compared to both the ordinary and overload microcycles 1 and 2.

In the analysis by sex, the men showed a significant increase only in the well-being score in the regenerative microcycle (panel B6) compared to overload microcycle 2. No significant differences were found for women. Between the modalities, middle-distance runners and sprinters showed the same behavior observed in the analysis considering all participants (data not shown).

When analyzing daily averages considering all participants (panels D), a significant increase was observed only in the fatigue scale (panel D5) on the last day of overload microcycle 2 compared to the first day of the ordinary microcycle. In the regenerative microcycle, there was a significant reduction in the fatigue scale on the last two days (panel D5), while days 2 and 3 showed a significant increase in the total well-being score (panel D6), both compared to the last day of overload microcycle 2, with no significant difference to the ordinary microcycle.

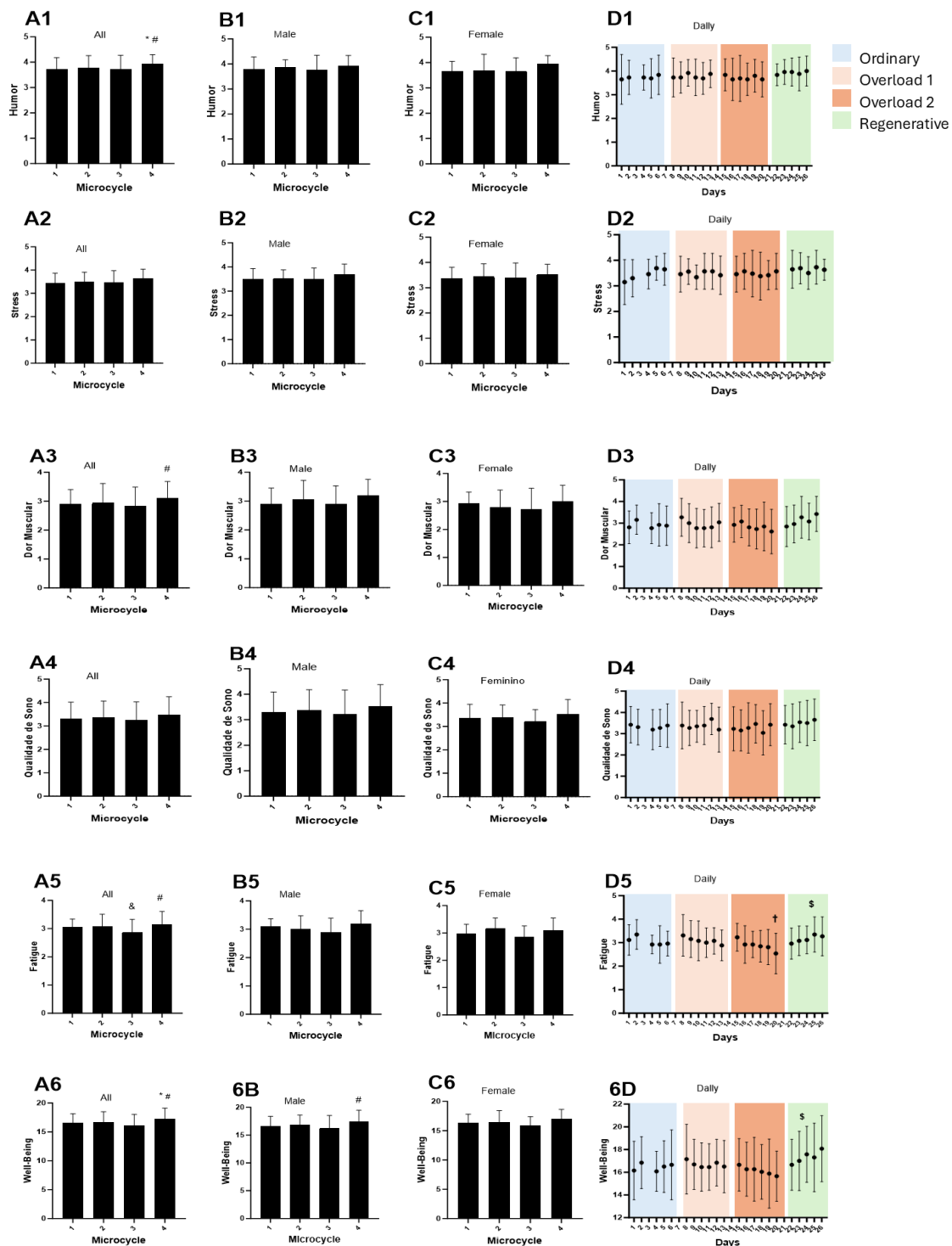
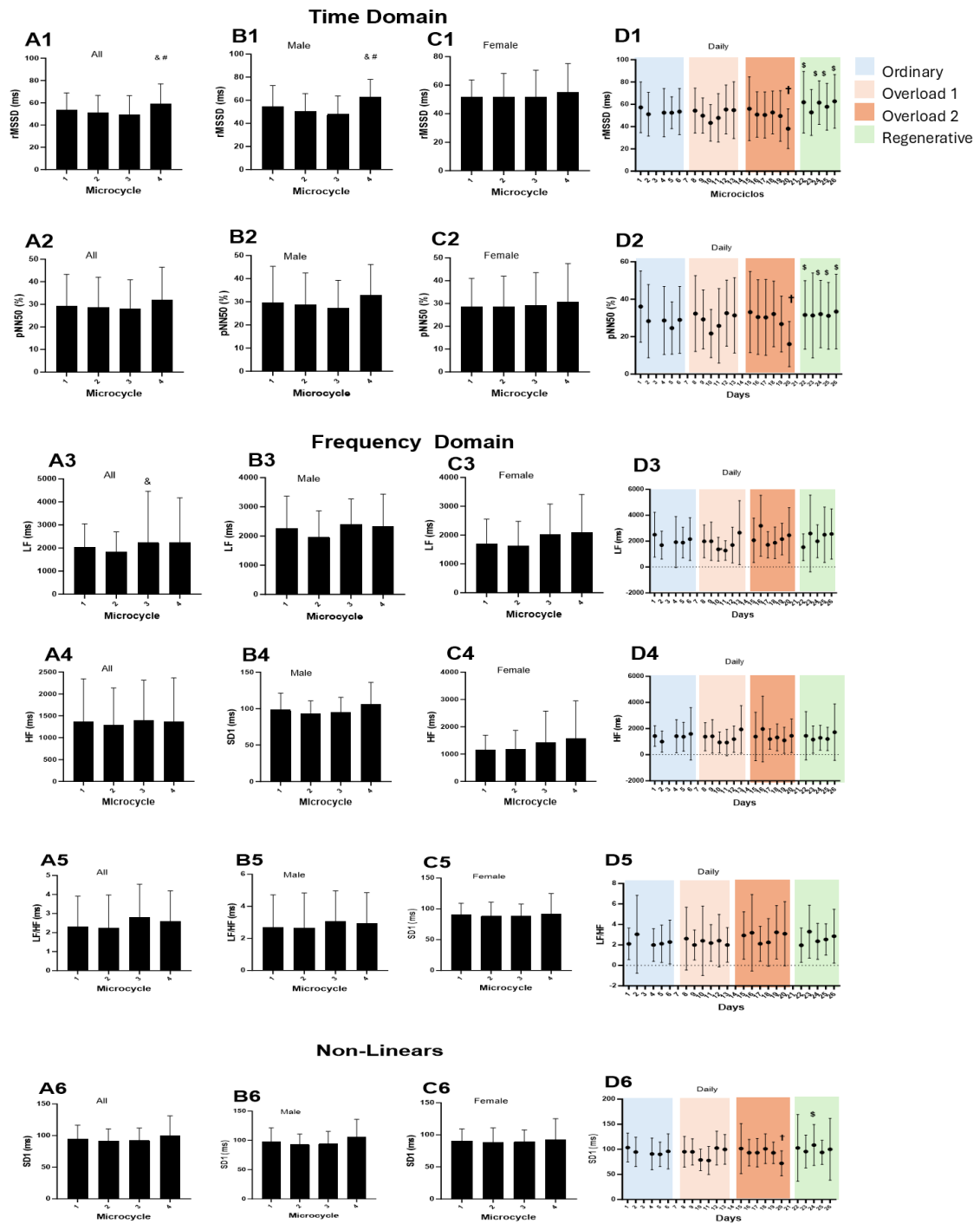


Figure 8. Behavior of well-being scales and total well-being score during ordinary, overload and regenerative microcycles. Data are presented as mean $\pm$ standard deviation. Panels A, B, and C = average of each microcycle; Panel D = daily average. * = significant difference compared to the ordinary microcycle. & = significant difference compared to overload microcycle 1. # = significant difference compared to overload microcycle 2; † = significant difference compared to the first day of the ordinary microcycle; \$ = significant difference compared to the last day of overload microcycle 2. Two-Way Repeated Measures ANOVA ($p < 0.05$).

The behavior of HRV is presented in Figure 8. The eight panels A show the means of each microcycle for each HRV index in the analysis considering all participants, while panels B and C show these data separated by sex. Significant changes were found for LF (panel A3), which increased in overload microcycle 1 compared to the ordinary microcycle, and for rMSSD (panel A1), which increased in the regenerative microcycle compared to overload microcycles 1 and 2. In the analysis separating by sex, the men (panel B1) showed the same pattern for rMSSD as in the analysis considering all participants, while no difference was found for the women. Between the modalities, middle-distance runners and sprinters showed the same behavior observed in the analysis considering all participants (data not shown).

When analyzing the daily averages considering all participants, the indices rMSSD (panel D1), pNN50 (panel D2), and SD1 (panel D6) showed a significant reduction on the last day of overload microcycle 2 compared to the first day of the ordinary microcycle. Additionally, there was a significant increase in rMSSD and pNN50 on the first and last three days of the regenerative microcycle compared to the last day of overload microcycle 2, but without differences compared to the ordinary microcycle. For SD1, this increase was only on the third day of the regenerative microcycle compared to the last day of overload microcycle 2, but without differences compared to the ordinary microcycle.



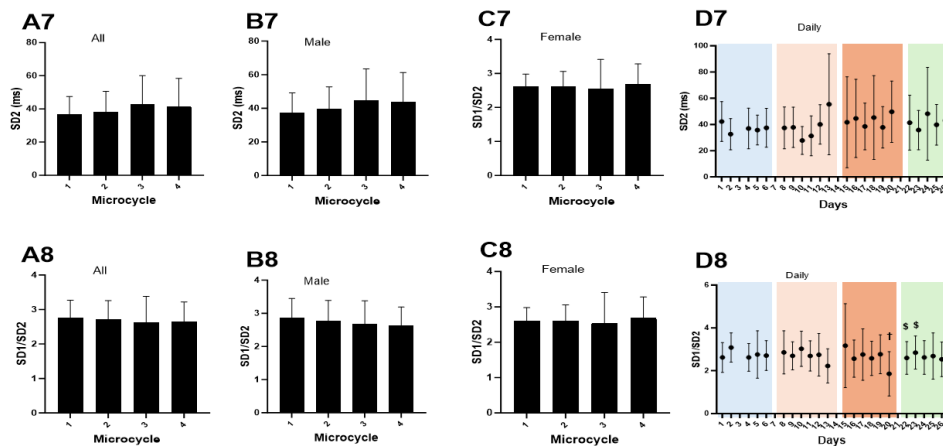


Figure 9. Behavior of HRV in the time domain, frequency domain, and nonlinear variables during ordinary, overload, and regenerative microcycles. Data are mean $\pm$ standard deviation. Panels A, B, and C represent the mean for each microcycle; Panel D represents the daily mean. * = significant difference compared to the ordinary microcycle. & = significant difference compared to overload microcycle 1. # = significant difference compared to overload microcycle 2. † = significant difference compared to the first day of the ordinary microcycle. \$ = significant difference compared to the last day of overload microcycle 2. ANOVA Two-Way with repeated measures ($p < 0.05$)

DISCUSSION

The results of this study indicated that subjective perception measures (sRPE, PRS, and the fatigue scale of the well-being questionnaire) were sensitive both to the increase in training loads, reflecting possible accumulated fatigue, and to their reduction, indicating subjective recovery. The total well-being score, the rMSSD variable from HRV, and CMJ height demonstrated sensitivity to the reduction in loads, suggesting they are good indicators of physiological recovery in response to reduced training loads. These results refer to the comparison of weekly averages. Meanwhile, the analysis of daily behavior proved important, as it was sensitive to detect changes that were not observed when weekly averages were compared. This was the case for CK, rMSSD, pNN50, and SD1, which showed sensitivity to both the increase and decrease in training loads.

The scientific literature already provides a robust body of knowledge on each of the variables investigated in this study, except for HRV, which is relatively new. The differentiating factor of this study, however, was that all these variables were monitored simultaneously and daily in response to the same training load undulation protocol, with the same sports team following the same methodological training approach. This allowed for a more robust analysis in terms of comparing the sensitivity of each variable used to monitor training load.

While we assessed five variables, with four measured daily and only CK assessed less frequently (twice a week), other studies have adopted more restricted approaches regarding the number of variables in studies applying training load undulation protocols. Claudino et al. (2016), Flatt (2016), Flatt et al. (2021) and Morales et al. (2014) used only one variable; Noor et al. (2021) and Selmi et al. (2020) used two; Flatt (2016), Nuuttila et al. (2021) and Pereira et al. (2022) used three; and Freitas et al. (2014) used four. Among these studies, Claudino et al., (2016), Morales et al., (2014) and Nuuttila et al., (2021) conducted weekly (baseline, after load increases, and after load reductions). Meanwhile, Flatt et al., (2021) and Freitas et al., (2014) assessed twice a week, and Flatt et al., (2016) and Selmi et al., (2020) performed daily measurements but presented data only as weekly averages. Only Flatt, (2016), Noor et al., (2021) and Pereira et al., (2022) conducted daily assessments.

The study most similar to ours was that of Freitas et al., (2014) which examined the sensitivity of subjective perception markers (sRPE and PRS) and physiological markers (CK and CMJ) during four microcycles (two overload microcycles and two recovery microcycles). They observed sensitivity in sRPE, PRS, and CK, while CMJ did not show changes. However, our study differs in that it involved daily monitoring, whereas in their study, assessments were conducted only at baseline, after the overload period, and after the recovery period. This is particularly important because our data demonstrated that daily assessments provide information that could not be captured in weekly evaluations. Another key difference is that (Freitas et al. 2014) included only eight male athletes, whereas the present study involved 26 athletes, including middle-distance and sprinters, both male and female.

The greater sensitivity observed for sRPE and PRS in our study aligns with current literature, which indicates that, in addition to being the most practical variables in financial and administrative terms, they are the most effective for monitoring perceived effort and recovery/readiness to train in athletes, as highlighted in systematic reviews by Kenttä & Hassmén (1998) e Selmi et al. (2022). However, although these variables are suitable for daily monitoring, different data collection approaches have been observed in studies involving training load undulation. Some authors conducted daily data collection but reported daily averages, while others opted for point-in-time assessments (baseline, after load increases, and after load reductions).

Our well-being data revealed fragmented consistency, with only the fatigue scale showing sensitivity to both increases and reductions in training loads, while the total well-

being score was sensitive only to load reductions. This fragmentation was observed in previous studies, which reported a lack of sensitivity to load increases without evaluating the response after reductions in the sleep quality and stress scales (Selmi, Ouergui, Levitt, *et al.*, 2022), fatigue, muscle soreness, and sleep quality (Noor *et al.*, 2021; Selmi *et al.*, 2020), sleep quality, stress, and mood (Flatt, Hornikel e Esco, 2016), and total well-being score (Flatt e Esco, 2015). Regarding load reductions, the scales that did not show sensitivity were stress and mood (Flatt, Hornikel e Esco, 2016) and total well-being score (Flatt e Esco, 2015; Selmi *et al.*, 2020). Only one study demonstrated sensitivity across all scales to load increases (without observing the response after reductions) (Selmi *et al.*, 2020). Our findings highlight fatigue as the most sensitive scale to both load increases and reductions, aligning with results from other studies.

Although we considered various HRV indicators, we based our approach on the assumption that rMSSD is the most widely accepted in the literature (Schmitt, Regnard e Millet, 2015). Frequency-domain indices, commonly used to reflect sympathetic activity and sympathovagal balance, have been questioned; this argument is well presented in a study that demonstrated that LF (in ms^2 or normalized units [nu]) does not represent cardiac sympathetic modulation (Thomas *et al.*, 2019b). Based solely on weekly averages, our data and findings from the literature indicated that rMSSD is a good indicator for recovery, but not for fatigue accumulation (Flatt, 2016; Flatt *et al.*, 2016; Nuuttila *et al.*, 2021).

On the other hand, the analysis of daily averages showed that rMSSD was sensitive to fatigue accumulation, corroborating studies that evaluated HRV using only a baseline measure, one measure after load increases, and another after load reductions, demonstrating the sensitivity of this variable (Morales, J *et al.*, 2014; Weippert *et al.*, 2018). Another important finding from the daily comparison analysis is that other time-domain and non-linear variables also showed sensitivity (PNN50, SD1). These findings suggest that daily averages or strategic measurements after periods of load increases or reductions may be preferable for monitoring athletes' physiological responses.

Our CMJ data, analyzed as both weekly and daily averages, showed that jump height was a good indicator for recovery. Previous studies that evaluated daily average assessments (Freitas, Nakamura, Miloski, Samulski e Mauricio, 2014; Nuuttila *et al.*, 2024) or a single weekly assessment (Ouergui *et al.*, 2022) during periods of load increases and reductions found no significant differences. On the other hand, Claudino *et*

al., (2016) demonstrated CMJ sensitivity to both load increases and reductions when assessed weekly (baseline, after the overload period, and after the recovery period).

CMJ has been used by sports teams for training load monitoring (Jim e Gonz, 2011); however, the findings of the present study, in agreement with Freitas et al. (2014b) and Nuuttila et al. (2021), do not support this practice. What has been demonstrated in previous studies is the effect of acute fatigue on strength, rather than chronic fatigue (Gathercole, Stellingwerff e Sporer, 2015). Nonetheless, our data showed that CMJ height, while perhaps not suitable for detecting chronic fatigue, is sensitive enough to reflect the recovery of athletes' physiological state.

The current consensus in the literature is that no single variable can accurately diagnose the state of internal load (Bourdon, P. C. *et al.*, 2017) a conclusion largely based on studies that analyzed variables in isolation. While confirming this scenario, the present study advances this understanding by suggesting that different variables have distinct potential to provide information about an athlete's internal load state and the appropriate timing for diagnosing fatigue accumulation or recovery. Specifically, sRPE, PRS, and the fatigue scale from the well-being questionnaire are relevant during periods of high training load, while these variables, complemented by rMSSD and CMJ, are particularly informative during load-reduction periods.

This finding does not imply that other variables should be disregarded in training load monitoring. Previous studies have highlighted the utility of CK (Freitas, et al., 2014), rMSSD (Morales, J *et al.*, 2014; Weippert *et al.*, 2018) and CMJ (Claudino, João G. *et al.*, 2016) as well as well-being questionnaires—either in full (Selmi *et al.*, 2020) or partially (Noor et al., 2021; Selmi et al., 2020; Selmi et al., 2022; Flatt, Hornikel and Esco, 2016) —in indicating potential fatigue accumulation or recovery. However, the sensitivity demonstrated in the present study may be considered, without discarding other variables, by developing models that assign weighted contributions to each variable. In such models, the most sensitive variables would have greater influence on the diagnosis. In this context, the present study contributes to advancing knowledge by opening avenues for future research aimed at determining appropriate weightings for each variable in internal training load monitoring.

A strength of this study was the sample size, which was larger compared to similar studies. While previous studies included sample sizes ranging from 9 to 16 athletes, the present study had 26 participants. Only one study assessed 37 soccer players, but over a short period of four days during an intensified training schedule (Noor *et al.*, 2021).

Furthermore, all athletes belonged to the same team, trained under the supervision of the same coach, and followed a standardized training protocol, with sessions conducted on the same days and at the same times.

A limitation of this study was the absence of a performance test specific to the athletes' disciplines. Although CMJ is widely accepted as an indicator of neuromuscular capacity (Jim e Gonz, 2011; Philpott *et al.*, 2021) it may lack specificity for middle-distance runners, though it remains important for sprinters. Ideally, discipline-specific tests should be included to more accurately evaluate the impact of training loads on athletic performance. The findings should be limited to middle-distance and sprint events in track and field and to athletes competing at the national level.

In practical terms, coaches and sports professionals can combine subjective perception measures (sRPE, PRS, and the fatigue scale from well-being questionnaires) with physiological variables, such as rMSSD and CMJ height, to obtain a comprehensive and sensitive view of both fatigue accumulation and recovery. Daily analysis of these variables allows for the identification of subtle changes that could go unnoticed in weekly evaluations, especially during periods of overload or recovery. For teams with limited financial and logistical resources, subjective measures offer a practical and reliable alternative for continuous monitoring, while physiological variables, such as rMSSD and CMJ, can complement this analysis at strategic moments.

Future perspectives for monitoring responses to training loads focus on expanding investigations into determining specific weightings for each variable based on their sensitivity to diagnosing internal load accumulation and recovery. Statistical methods, such as linear regression and principal component analysis, offer potential avenues for identifying the most appropriate weightings through multivariable analysis. Furthermore, future studies should apply this approach across different sports and performance levels to ensure that the monitoring framework is applicable to these contexts.

CONCLUSION

This study proposed that a multivariate analysis can identify the most appropriate variables for monitoring training loads in track and field athletes. The data showed that sRPE, PRS, and the fatigue scale from the well-being questionnaire were sensitive to detect possible accumulated fatigue and recovery, while CMJ and rMSSD were sensitive only to indicate recovery. These findings suggest that internal load analysis should be multivariate. However, when the indications from these variables are conflicting, priority

should be given to those that are more sensitive to the assessed moment. This proposal should be tested with athletes from other sports and at different competitive levels.

ARTIGO 2

Validação de Instrumento de Avaliação da Variabilidade da Frequência Cardíaca por meio de uma Plataforma Web

Reabias de Andrade Pereira¹, Alexandre Sérgio Silva¹

¹ Department of Physical Education, Federal University of Paraíba, João Pessoa, Brazil;

Corresponding author: Alexandre Sergio Silva. Department of Physical Education, Health Sciences Center – Federal University of Paraíba – João Pessoa/PB – Brazil – CEP 58051900. E-mail: alexandresergiosilva@yahoo.com.br.

RESUMO

Introdução: Cintas transmissoras de frequência cardíaca conectadas a aplicativos de smartphone surgem como alternativa ao eletrocardiograma (ECG) para registrar a variabilidade da frequência cardíaca (VFC). Contudo, enfrentam limitações, como a dependência do aplicativo e a necessidade de acessar dispositivos individuais dos atletas. Como alternativa, nosso grupo está desenvolvendo uma plataforma web, incluindo um módulo para registro da VFC com a cinta de FC, cuja precisão precisa ser validada. **Objetivo:** verificar a acurácia dos índices de VFC registrados pela plataforma web e a cinta de FC em comparação ao eletrocardiograma (ECG). **Métodos:** 22 atletas de atletismo (11 homens), com idade média de $17,1 \pm 6,58$ anos, participaram do estudo. A VFC foi registrada por cinco minutos com ECG e plataforma web conectada a uma cinta de FC, simultaneamente, em posição supina. Índices do domínio do tempo (FC, MeanRR, SDNN, pNN50, rMSSD), frequência (LF, HF) e variáveis não lineares (SD1, SD2) foram comparados por teste t, correlação de Pearson, coeficiente de correlação intraclass (CCI), regressão linear e Bland-Altman. **Resultados:** No domínio do tempo, o p-valor do teste t variou de 0,94 a 0,99, com CCI e r de Pearson acima de 0,99, EPE < 1,82% e EC entre 0,00% e 0,69%. No domínio da frequência, o p-valor variou de 0,89 a 0,96, CCI de 0,93 a 0,98, r de Pearson de 0,89 a 0,96 e EPE de 26% (LF) e 17% (HF), com EC de -1,1% (LF) e 3,4% (HF). Nos índices de Poincaré, SD1 e SD2 apresentaram p-valor entre 0,94 e 0,96, CCI e r de Pearson de 0,99, EPE < 1,80% e EC < 0,67%. **Conclusão:** A plataforma web conectada a cinta de FC fornece índices de VFC válidos nos três domínios em comparação ao ECG.

Palavras-chave: Variabilidade da frequência cardíaca, plataforma web, eletrocardiograma, smarttraining.

Introdução

Nas últimas décadas houve um aumento na quantidade de estudos que utilizam parâmetros do sistema nervoso autônomo (SNA), em particular, a variabilidade da frequência cardíaca (VFC). No campo da medicina esportiva, um aumento da VFC pode indicar adaptações positivas ao treinamento (Flatt *et al.*, 2021), enquanto uma redução pode sinalizar fadiga (Flatt, Hornikel e Esco, 2016), estresse excessivo ou até mesmo risco de overreaching não funcional e overtraining (Urtado *et al.*, 2012).

O eletrocardiograma (ECG) é considerado o padrão-ouro para o registro da atividade elétrica cardíaca (Task Force, 1996). No entanto, sua aplicabilidade no contexto da monitoração diária do atleta é limitada pelo alto custo financeiro, baixa portabilidade para os ambientes de treinamento, além de possuir procedimentos que demandam muito tempo entre a coleta do dado e o fornecimento da informação, limitando seu uso a ambientes laboratoriais ou clínicos.

Com o avanço da tecnologia, cintas transmissoras de frequência cardíaca (cardiofrequencímetros), comumente usada por atletas, conectadas a aplicativos de smartphone, emergiram como alternativa viável para o monitoramento da VFC (Dobbs *et al.*, 2019), oferecendo praticidade, baixo custo e acesso rápido aos dados. Até o momento, diferentes aplicativos de smartphone conectados a cardiofrequencímetros foram validados contra o ECG para medir a VFC com precisão, como o Ithlete (Flatt e Esco, 2013), o HRV4Training (Plews *et al.*, 2017), o HRV expert by Cardiomood (Pereira *et al.*, 2020), o Elite HRV (Moya-Ramon *et al.*, 2022a) e o Welltory (Moya-Ramon *et al.*, 2022b).

Uma limitação destes aplicativos é a dependência do desenvolvedor para manter o aplicativo nas plataformas de distribuição. Um exemplo disso foi o aplicativo HRV Expert by Cardiomood, que foi validado (Pereira *et al.*, 2020) e utilizado em vários estudos (Baekmann *et al.*, 2024; Boullosa *et al.*, 2021; Casanova-Lizón *et al.*, 2023; Dahiya *et al.*, 2024; Hashimoto *et al.*, 2022; Penha *et al.*, 2023; Piloni *et al.*, 2024; Wang *et al.*, 2024), cuja disponibilidade para baixar das lojas de aplicativos foi subitamente descontinuada. Outra limitação é que os dados dos aplicativos ficam no servidor do desenvolvedor. Por causa disso, existe a necessidade de os membros da comissão técnica acessarem os dispositivos dos atletas, o que confere certo grau de invasão de privacidade. Ainda que viável em modalidades individuais com poucos atletas, essa abordagem se torna um desafio em esportes coletivos ou com grande número de atletas.

Nesse contexto, como uma alternativa a mitigar essas limitações, nosso grupo de pesquisa está desenvolvendo uma plataforma baseada na web, denominada de “*SmartTraining*”, projetada para uso em computadores, tablets e smartphones. Uma das principais vantagens dessa plataforma é que, por ser baseada na web, ela pode ser integrada ao site oficial da instituição de pesquisa (Universidade Federal da Paraíba – UFPB), para o qual não existe perspectiva temporal de suspensão de atividade. Além disso, os dados podem ficar armazenados no servidores da universidade e acessíveis às comissões técnicas, que terá uma visão completa dos dados de toda a equipe sem a necessidade de acessar os dispositivos dos atletas.

A plataforma *SmartTraining* integra questionários de percepção subjetiva (recuperação, bem-estar e esforço), altura do salto vertical com contramovimento (CMJ) e VFC. Enquanto os questionários e os dados do CMJ são inseridos manualmente, a VFC depende da transferência de dados de uma cinta de frequência cardíaca para o PC/smartphone e de equações matemáticas para calcular os índices da VFC, cuja precisão dos resultados precisa ser testada em comparação com o ECG. A VFC assume papel importante na plataforma porque é uma medida que vem se destacando como sensível às cargas de treinamento, juntamente com a PSR, Bem-estar, CMJ e PSE, que são consideradas as mais aceitas para a monitoração das respostas às cargas de treinamento.

Desse modo, o objetivo deste estudo foi verificar a acurácia do registro e análise dos índices da VFC no domínio do tempo e da frequência e das variáveis não lineares obtidos por uma plataforma web conectada a uma cinta transmissora de frequência cardíaca em comparação com o ECG.

MÉTODOS

Participantes

Participaram do estudo 22 atletas de atletismo ($17,1 \pm 6,58$ anos) meio fundistas ($n=14$, sendo 6 homens) e velocistas ($n=8$, sendo 5 homens). Todos tinham classificação para participação em competições de nível nacional com experiência em competições de nível continental. Eles participavam regularmente de competições a nível continental. Para participar do estudo, deveriam estar treinando treinavam na modalidade há no mínimo um ano, ter frequência semanal de pelo menos cinco sessões e estar com pelo menos três meses de treinamento na temporada. Além disso, não poderiam estar com alguma doença aguda (infecções do trato respiratório superior); e/ou ser previamente

diagnosticados com doença cardiovascular ou arritmia cardíaca e/ou em uso de algum medicamento que influenciasse o sistema cardiovascular.

Aspectos Éticos

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa local sob o protocolo 4.827.722/21. Todos os participantes foram previamente esclarecidos quanto aos procedimentos e solicitados a assinarem o Termo de Consentimento / Assentimento Livre e Esclarecido (TCLE) de acordo com a resolução 466/12 do Conselho Nacional de Saúde conforme o Código de Ética da World Medical Association (Declaration of Helsinki).

Desenvolvimento da Plataforma Web

Para o desenvolvimento da plataforma web foi utilizado o software Visual Code Studio e foram utilizadas as linguagens Python com Flask, Hypertext Markup Language (HTML), Cascading Style Sheets (CSS) e JavaScript. A linguagem HTML foi utilizada para o desenvolvimento da interface web front-end, a linguagem CSS foi utilizada para estilizar a interface através de fontes, cores e outros aspectos visuais e o JavaScript foi utilizado para o desenvolvimento das funcionalidades da plataforma web. Além disso, foram utilizadas a Biblioteca Chart.JS e a Biblioteca Web Bluetooth API para a criação de gráficos e comunicação serial direta entre a plataforma web e a fita de frequência cardíaca. O PostgreSQL e o DBeaver foram utilizados para o gerenciamento e consultas do banco de dados.

Para realização do registro da VFC o atleta fez o login em sua conta individual (figura 1A). Após o login o atleta teve acesso ao menu (figura 1B) podendo navegar pelos diversos módulos. Ao escolher a opção VFC no menu, ele foi direcionado para a tela de registro da VFC (figura 1C). Nesta tela o atleta, inicialmente, conectou via Bluetooth, uma fita de frequência cardíaca da marca Polar® (Modelo H10, Kempele, Finlândia) e definiu o tempo de registro (cinco minutos) e pressionou o botão para iniciar o registro. Ao final ocorreu o processamento dos dados e o cálculo de cada índice da VFC no domínio do tempo, da frequência e variáveis não lineares. Os dados então, foram exibidos na tela e ficaram armazenados no banco de dados do atleta.

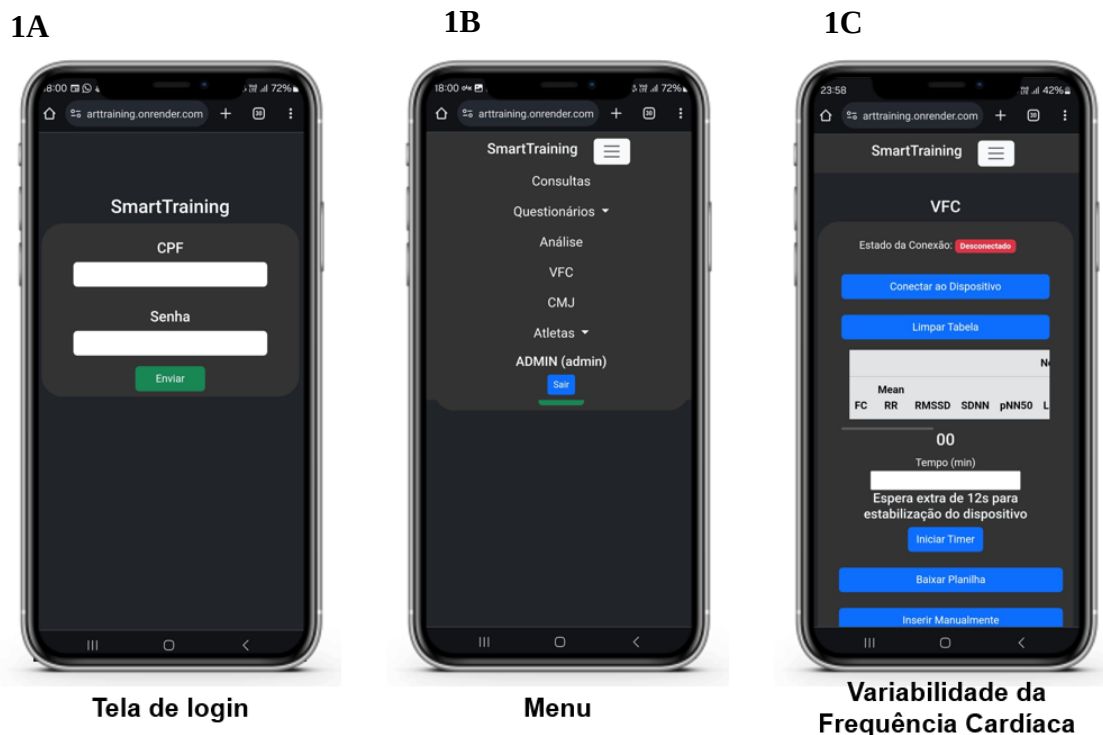


Figura 1. Telas de login, menu e VFC da plataforma SmartTraining.

Para o processamento de dados e cálculo da VFC foi utilizado uma Biblioteca Python construído sobre SciPy, AstroPy, Nolds e NumPy e distribuído sob a licença GPLv3 na versão 1.0.4. Essa biblioteca fornece métodos para remover batimentos ectópicos (batimentos $<300\text{ms}$ ou $>2000\text{ms}$) do sinal e interpolar valores para análise posterior, conforme script a seguir:

```
hrvanalysis.preprocessing.get_nn_intervals(rr_intervals: List[float], low_rri: int = 300, high_rri: int = 2000, interpolation_method: str = 'linear', ectopic_beats_removal_method: str = 'kamath', verbose: bool = True) → List[float]
```

Após a remoção de batimentos ectópicos e da interpolação (quando necessário), foi realizado o cálculo dos índices do domínio do tempo: frequência cardíaca (FC), média dos intervalos RR (MeanRR), raiz quadrada da média da soma dos quadrados das diferenças entre os intervalos RR adjacentes (rMSSD), desvio padrão do intervalo de tempo entre batimentos RR (SDNN) e o percentual do número de diferenças de intervalo de intervalos RR sucessivos maiores que 50 ms (pNN50). Para o cálculo do domínio do

tempo foi utilizado o script a seguir, que fornece vários métodos para extrair recursos de intervalos RR para análise da variabilidade da frequência cardíaca.

```
hrvanalysis.extract_features.get_time_domain_features(nn_intervals:  
List[float]) → dict
```

No domínio da frequência estão disponíveis na plataforma os índices: baixa frequência (LF) (0,04 a 0,15 Hz), alta frequência (HF) (0,15 a 0,40 Hz), a relação LF/HF. Para a estimativa de espectros de potência utilizamos o método de Welch (Transformada Rápida de Fourier - FFT) para o cálculo dos índices do domínio da frequência, utilizando o script a seguir:

```
hrvanalysis.extract_features.get_frequency_domain_features(nn_intervals: List[float],  
method: str = 'welch', sampling_frequency: int = 4, interpolation_method: str = 'linear',  
vlf_band: collections.namedtuple = Vlf_band(low=0.003, high=0.04), lf_band:  
collections.namedtuple = Lf_band(low=0.04, high=0.15), hf_band:  
collections.namedtuple = Hf_band(low=0.15, high=0.4)) → dict
```

As variáveis não lineares disponíveis na plataforma são o desvio padrão da variabilidade instantânea a instantânea do intervalo RR medida a partir de gráficos de Poincaré (SD1), o desvio padrão da variabilidade a longo prazo do intervalo RR medida a partir de gráficos de Poincaré (SD2) e a razão SD2/SD1. O script a seguir foi utilizado para o cálculo de cada índice não linear por meio da plotagem de Poincaré. Para obter o SD1 utilizou-se o desvio padrão da projeção de Poincaré na linha perpendicular à linha de identificação. O SD2 foi definido como o desvio padrão da projeção da plotagem de Poincaré na linha de identificação ($y = x$).

```
hrvanalysis.extract_features.get_poincare_plot_features(nn_intervals: List[float]) →  
dict
```

Aquisição dos dados pelo ECG e pela conexão da cinta transmissora com a plataforma web

A coleta de dados foi realizada após um período mínimo de 48 horas sem a prática de exercícios físicos. Os participantes foram orientados a evitar a ingestão de alimentos e

suplementos contendo substâncias simpaticomiméticas, como a cafeína, chocolate ou suplementos termogênicos, por pelo menos 8 horas antes da avaliação, bem como o consumo de álcool por no mínimo 12 horas. Além disso, eles realizaram uma refeição leve (padronizada) uma hora antes de iniciar a coleta de dados. A coleta de dados foi realizada entre 9:00 e 13:00h.

O registro foi realizado por um período de cinco minutos na posição supina, após um período de repouso de cinco minutos utilizado para instrumentação do atleta. Os atletas foram instruídos a permanecerem de olhos abertos e com o mínimo de movimentos durante todo o registro dos dados (Bloomfield *et al.*, 2001; Kiviniemi *et al.*, 2007) que ocorreu em um ambiente silencioso. A ativação dos dispositivos foi feita manualmente para eliminar possíveis erros de sincronização entre eles.

O ECG utilizado foi o sistema de três derivações, acoplado a um conversor analógico-digital (ADC) que estava conectado a um computador provido do software WINDAQ Data Acquisition (DATAQ Instruments DI-200 Acquisition, Akron, Ohio, Estados Unidos) que registrou as informações. Os três eletrodos foram colocados da seguinte forma: o eletrodo do braço esquerdo (LA) foi colocado no pulso esquerdo; os eletrodos das pernas direita (RL) e esquerda (LL) foram colocados acima dos tornozelos da perna direita e esquerda. Foi configurado um canal do sinal para adquirir sinais de ECG a uma frequência de amostragem de 500Hz. Os dados brutos registrados pelo ECG foram exportados com o software WINDAQ Data playback/Analysis em um arquivo xlsx, calculados os intervalos RR e exportados em formato TXT. Os dados registrados na plataforma web foram analisados diretamente na plataforma. Os dados do ECG e da plataforma web foram analisados no software *Kubios HRV Standard* na versão 4.1.2 (Biosignal Analysis and Medical Image Group, Departamento de Física, Universidade de Kuopio, Kuopio, Finlândia) (Tarvainen *et al.*, 2014). A concordância foi avaliada entre os valores derivados do ECG analisados no Kubios e os valores fornecidos automaticamente pela plataforma web e esses mesmos dados analisados no Kubios.

Análise Estatística

Os dados estão apresentados como média e desvio padrão da média. Inicialmente os dados foram testados quanto à normalidade utilizando o teste de Shapiro Wilk. 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. O coeficiente de correlação foi

classificado em trivial ($<0,10$), pequeno ($>0,10$ a $0,30$), moderado ($>0,30$ a $0,50$), grande ($>0,50$ a $0,70$), muito grande ($>0,70$ a $0,90$), quase perfeito ($>0,90$ a $0,99$) e perfeito (1) (Hopkins, 2000). Para avaliar a confiabilidade foi utilizado o coeficiente de correlação intraclasse (CCI) de medidas aleatórias simples de duas vias. O CCI foi classificado em ($<0,5$) baixa, ($>0,5$ a $<0,75$) moderada, ($>0,75$ a $<0,9$) boa e ($>0,90$) excelente (Koo e Li, 2016). A regressão linear simples foi testada para verificar o erro padrão de estimativa (EPE). Para avaliar a concordância entre a plataforma web e o ECG, foi realizada uma análise de Bland-Altman. A diferença média (viés) e os limites de concordância de 95% (calculados como a diferença média $\pm 1,96$ vezes o desvio padrão das diferenças) foram determinados. Os dados foram analisados utilizando software de código aberto Jamovi (v. 2.5.6) e o nível de significância adotado foi de $p < 0,05$.

RESULTADOS

A Tabela 1 apresenta o perfil dos participantes do estudo. O IMC era compatível com o observado em altas de atletismo de nível mundial (Santos *et al.*, 2014), e não foram observadas diferenças entre os sexos. Eles tinham entre três e cinco anos de treinamento e praticavam entre cinco e seis sessões de treino por semana, sem diferença significativa quando realizada análise separando pelo sexo. Como esperado, os homens tinham maior estatura, massa corporal e massa magra e menor percentual de gordura na análise separando por sexo. Os valores de percentual de gordura, obtidos por densitometria de duplo raio X (DXA), mostrou-se similar à de atletas de atletismo de alto desempenho que usaram a mesma técnica de avaliação da composição corporal (Santos *et al.*, 2014).

Tabela 1. Características dos participantes do estudo.

Variáveis	Todos	Homens	Mulheres	p
Idade (anos)	17,1 $\pm$ 6,6	16,5 $\pm$ 2,6	17,7 $\pm$ 9,5	0,67
Estatura (m)	1,65 $\pm$ 0,1	1,72 $\pm$ 0,1	1,57 $\pm$ 0,1	0,00
Massa Corporal (kg)	54,6 $\pm$ 9,9	59,7 $\pm$ 8,7	49,4 $\pm$ 8,5	0,01
IMC (kg/m ²)	20,0 $\pm$ 2,6	20,1 $\pm$ 1,6	19,9 $\pm$ 3,3	0,86
Massa Magra (kg)	38,4 $\pm$ 8,9	44,9 $\pm$ 7,4	32 $\pm$ 4,7	0,00
Massa Gorda (%)	23,9 $\pm$ 6,2	19,3 $\pm$ 3,43	28,6 $\pm$ 4,66	0,00
Tempo de treinamento na modalidade (anos)	3,4 $\pm$ 1,0	3,36 $\pm$ 1,12	3,55 $\pm$ 0,9	0,68

Frequência de treino	5,36	5,36	5,55	0,41
(sessões/semana)				

Dados estão médias $\pm$ desvio padrão. IMC = Índice de Massa Corporal.

Na Tabela 2 estão apresentados os índices da VFC registrados pelo ECG e pela plataforma web. Para todas as variáveis do domínio do tempo (FC, MeanRR, SDNN, rMSSD e pNN50), foi observada uma grande similaridade e concordância entre os métodos. Isso foi evidenciado pelo teste t, que apresentou valores de p variando entre 0,94 e 0,99, e pelo coeficiente de correlação de Pearson, que indicou associações quase perfeitas a perfeitas (entre 0,99 e 1) (Figura 2, painéis A, B, C e D). O ICC demonstrou excelente confiabilidade, com valores iguais a 1 em todos os índices. O EPE apresentou valores muito baixos em relação às suas médias (abaixo de 1,82%), indicando que o erro associado ao método alternativo é praticamente insignificante. Os valores de EC foram considerados muito baixos, variando entre 0,00% e 0,69%, o que indica uma diferença sistemática mínima entre os métodos. A análise de Bland-Altman revelou limites de concordância estreitos, indicando alta concordância entre os métodos (figura 3, painéis A, B, C e D). Para os índices analisados, apenas um valor (4,54% do total) foi observado fora dos limites em FC, MeanRR e SDNN, enquanto dois valores (9,09% do total) ficaram fora dos limites em pNN50, e nenhum valor excedeu os limites para rMSSD.

Os valores do domínio da frequência estão apresentados na mesma tabela 2. Os testes t apresentaram valores de p variando entre 0,89 e 0,96, enquanto os coeficientes de correlação de Pearson (r) variaram entre 0,89 e 0,96, (figura 2, painéis E e F) sendo classificados como muito grandes a quase perfeitos. O ICC foi considerado excelente, com valores entre 0,93 e 0,98. Embora o EPE tenha mostrado uma variação de 26% para LF e 17% para HF em relação às suas médias a análise de Bland-Altman indicou que apenas um valor (4,54% dos casos) foi observado fora desses limites para tanto LF quanto HF (figura 3, painéis E e F), com erros constantes (EC) baixos, sendo -1,1% para LF e 3,4% para HF.

Os índices derivados do gráfico de Poincaré, SD1 e SD2, apresentaram alta similaridade entre os métodos (tabela 2). Essa similaridade foi confirmada pelos valores de p do teste t (0,94 para o SD1 e 0,96 para o SD2). Os coeficientes de correlação de Pearson indicaram associações classificadas como quase perfeitas (0,99 para os dois índices), com o CCI registrado em 0,99, o que reflete uma excelente confiabilidade (figura 2, painéis G e H). Os EPEs foram muito baixos (<1,80%), reforçando a confiabilidade do

método. A análise de Bland-Altman revelou limites de concordância estreitos, com apenas dois valores (9,09% de todos os casos) observados fora destes limites (figura 3, painéis G e H) e valores de EC muito baixos (0,18% para SD1 e 0,67% para SD2).

Tabela 2. Comparação entre os índices da variabilidade da frequência cardíaca obtidos pelo eletrocardiograma e a plataforma web.

	ECG	Plataforma Web	Test t p valor	r	CCI	EPE	EC (LoA)
FC (bpm)	66,1±9,6	66,1±9,6	0,99	0,99	1,00	0,33	0,00 (-0,64; 0,63)
MEAN RR (mn)	931,5±132,3	932,9±134,5	0,98	0,99	1,00	4,95	-1,39 (-11,78; 9,00)
SDNN (ms)	72,0±21,9	72,5±22,0	0,93	0,99	1,00	0,83	-0,50 (-1,94; 1,25)
rMSSD (ms)	68,2±24,2	68,1±24,1	0,94	1,00	1,00	0,53	0,10 (-1,13; 0,93)
pNN50 (%)	45,7±20,9	46±20,8	0,89	0,99	1,00	0,83	-0,30 (-1,92; 1,31)
LF (ms ²)	1204,8±564,9	1218,2±681,2	0,97	0,89	0,93	312,7	-13,3 (-617,8; 591,1)
HF (ms ²)	2255,5±1363,8	2178,1±1463,8	0,86	0,96	0,98	385,9	77,3 (-667,5; 822,2)
SD1 (ms)	49,0±17,4	49,1±17,5	0,96	0,99	0,99	0,88	-0,09 (-1,79; 1,60)
SD2 (ms)	89,9±29,7	89,3±30,1	0,94	0,99	0,99	1,49	0,60 (-2,65; 3,19)

Os dados são médias ± desvio padrão. ECG = eletrocardiograma; EPE = erro padrão de estimativa; EC = erro constante; LoA = limites de concordância; FC = frequência cardíaca; MeanRR: média dos intervalos RR; SDNN = desvio padrão dos intervalos RR; rMSSD = raiz quadrada média das diferenças sucessivas entre intervalos RR; pNN50 = percentual de intervalos NN sucessivos com diferença superior a 50 ms; LF = potência espectral na faixa de baixa frequência; HF = potência espectral na faixa de alta frequência; SD1 = desvio padrão da variabilidade instantânea a instantânea do intervalo R-R medida a partir de gráficos de Poincaré; SD2 = desvio padrão da variabilidade a longo prazo do intervalo R-R medida a partir de gráficos de Poincaré. Teste t não pareado, correlação de Pearson, regressão linear e Bland-Altman.

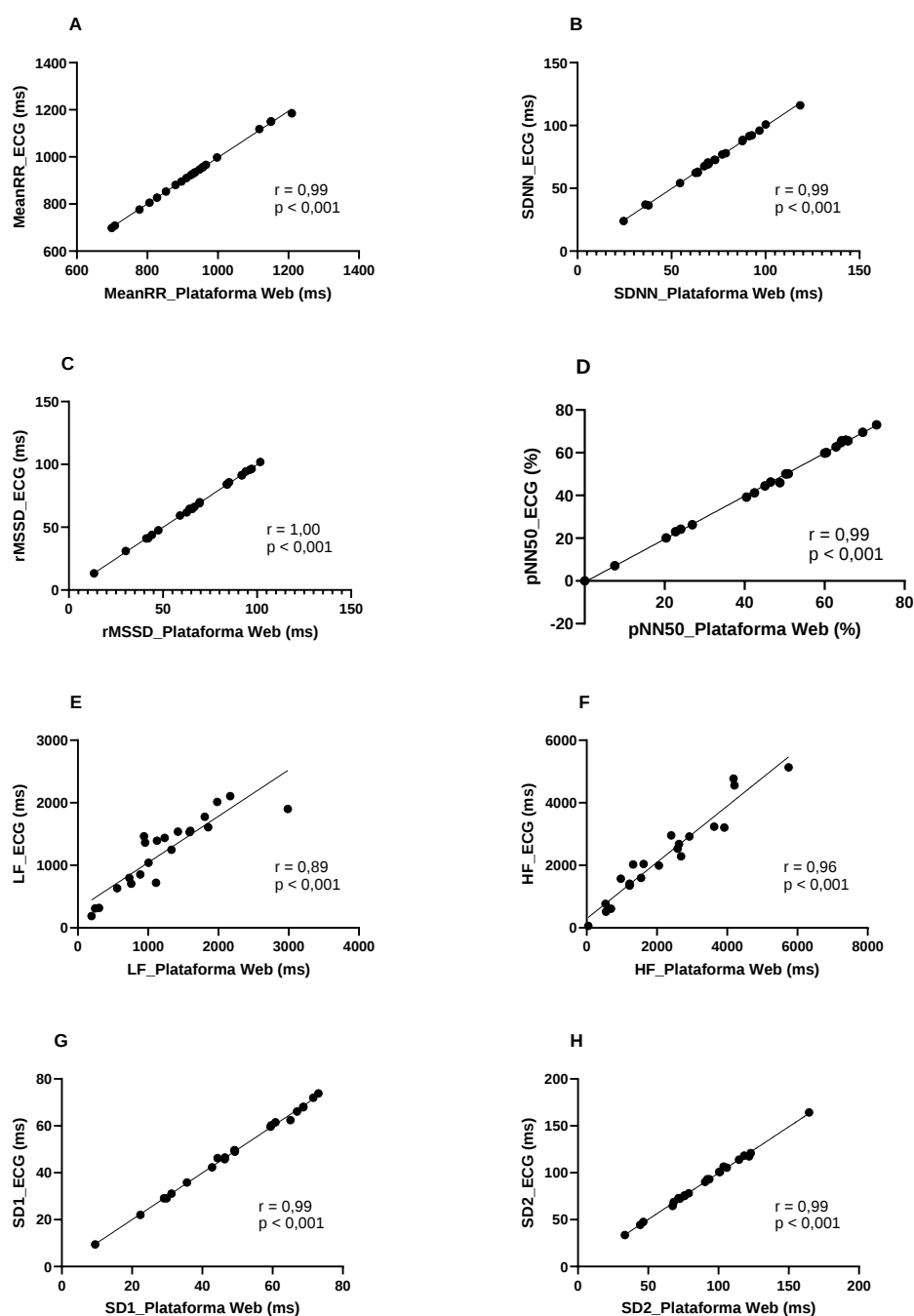


Figura 2. Gráfico de dispersão representando a relação dos índices da VFC no domínio do tempo, da frequência e não lineares entre o eletrocardiograma (ECG) e a plataforma Web na posição supina. MeanRR: média dos intervalos RR; SDNN = desvio padrão dos intervalos RR; rMSSD = raiz quadrada média das diferenças sucessivas entre intervalos RR; pNN50 = percentual de intervalos NN sucessivos com diferença superior a 50 ms; LF = potência espectral na faixa de baixa frequência; HF = potência espectral na faixa de alta frequência; SD1 = desvio padrão da variabilidade instantânea a instantânea do intervalo R-R medida a partir de gráficos de Poincaré; SD2 = desvio padrão da variabilidade a longo prazo do intervalo R-R medida a partir de gráficos de Poincaré. Correlação de Pearson.

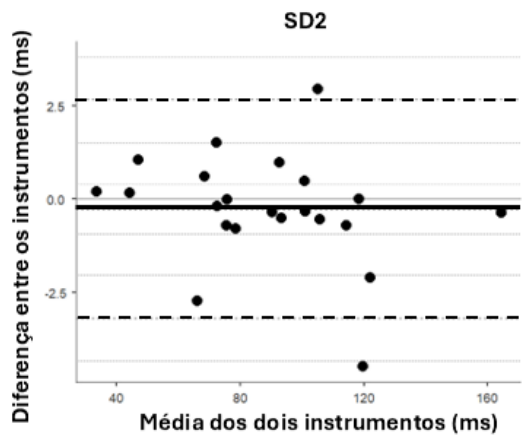
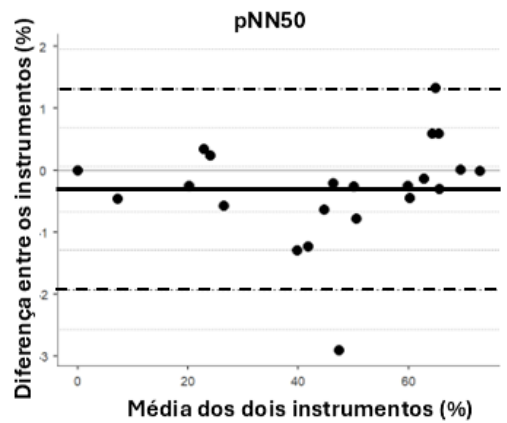
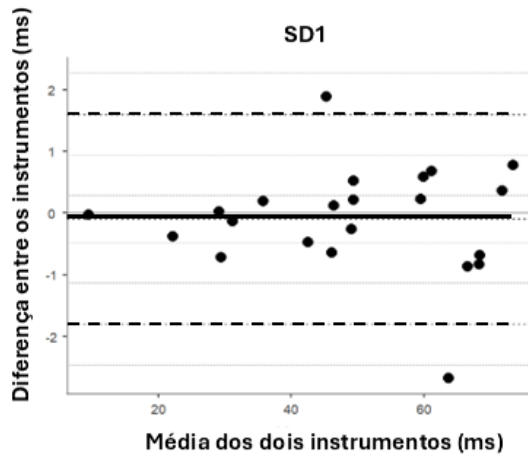
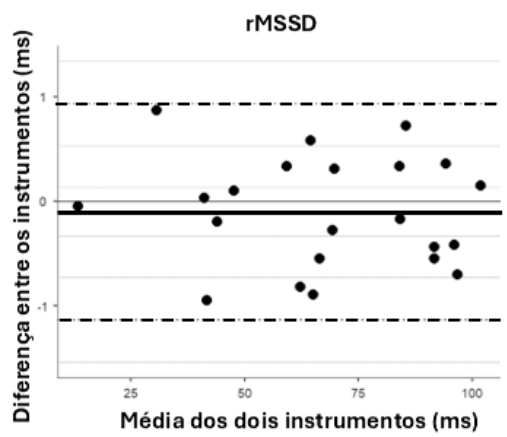
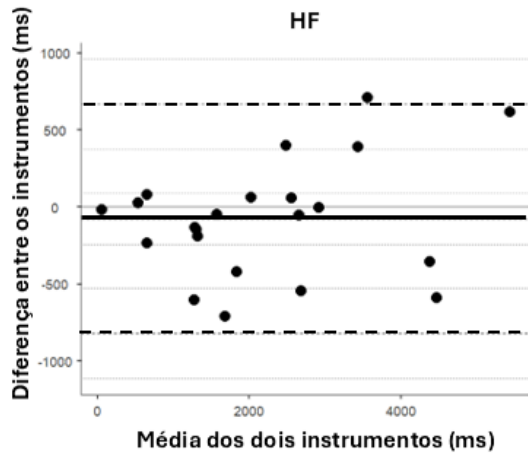
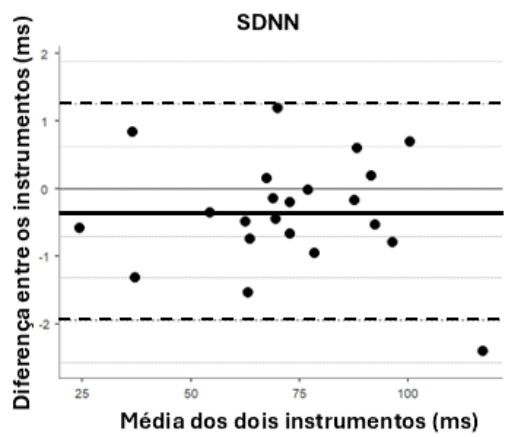
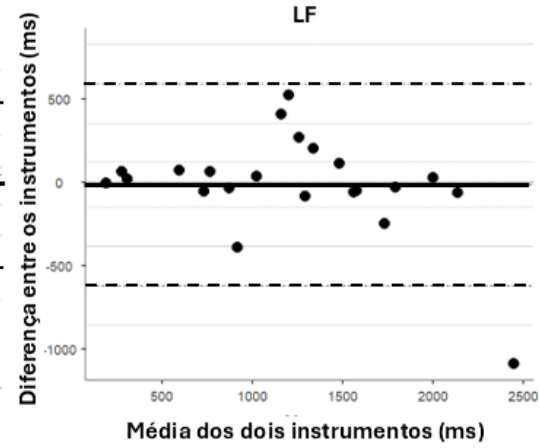
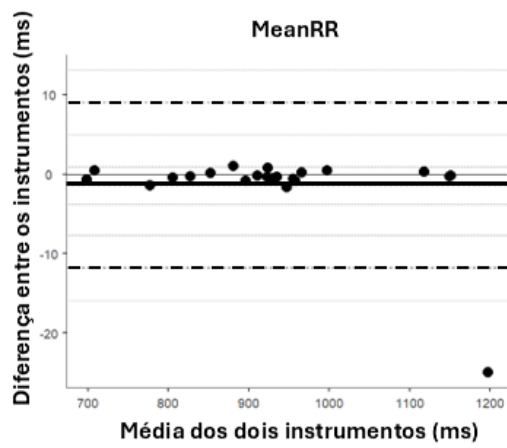


Figura 3. Plotagem de Bland-Altman comparando índices da VFC no domínio do tempo (painéis A, B, C e D), da frequência (painéis E e F) e não lineares (painéis G e H) calculados a partir dos intervalos RR registrados pelo ECG e a plataforma web. A linha contínua representa o viés médio enquanto as duas linhas tracejadas externas superior e inferior representam os limites de concordância de 95% entre os instrumentos. MeanRR: média dos intervalos RR; SDNN = desvio padrão dos intervalos RR; rMSSD = raiz quadrada média das diferenças sucessivas entre intervalos RR; pNN50 = percentual de intervalos NN sucessivos com diferença superior a 50 ms; LF = potência espectral na faixa de baixa frequência; HF = potência espectral na faixa de alta frequência; SD1 = desvio padrão da variabilidade instantânea a instantânea do intervalo R-R medida a partir de gráficos de Poincaré; SD2 = desvio padrão da variabilidade a longo prazo do intervalo R-R medida a partir de gráficos de Poincaré.

DISCUSSÃO

Os resultados mostraram a concordância da plataforma web com o ECG, observada por todas as análises estatísticas empregadas: teste t, a correlação de Pearson, o coeficiente de correlação intraclasse, o erro padrão da estimativa e a análise de Bland-Altman, que atestaram a precisão e confiabilidade da plataforma para registro e cálculo da variabilidade da frequência cardíaca.

Vários estudos prévios obtiveram resultados similares ao do presente estudo, ao validar a cinta transmissora de frequência cardíaca da Polar modelo H10 para a VFC. Flatt e Esco, (2013) validaram o aplicativo Ithlete, enquanto Plews et al., (2017) validaram o aplicativo HRV4training, Pereira et al., (2020) validaram o HRV Expert by Cardiomood e Moya-Ramon et al., (2022a) validaram os aplicativos Elite HRV e o Welltory. O presente estudo foi o primeiro que validou o uso da cinta transmissora conectada a uma plataforma web ao invés de um aplicativo.

Outro diferencial do presente estudo é que todas as variáveis da VFC no domínio do tempo, da frequência e as não lineares foram validadas. Enquanto isso, nos estudos prévios foi validado predominantemente o índice rMSSD, sendo os níveis de concordância em nosso estudo semelhantes aos relatados anteriormente. O único estudo que validou algo mais do que o RMSSD foi o de Pereira et al., (2020), que validou as mesmas variáveis do presente estudo, mas usando um app (HRV Expert by Cardiomood). O app Elite HRV disponibiliza resultados de variáveis do domínio do tempo (MeanRR, SDNN e pNN50) e da frequência (LF e HF). Entretanto Moya-Ramon et al., (2022a) validou apenas a variável rMSSD.

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 ultracurto (por exemplo, 10 s a 1 min) (Baek *et al.*, 2015; Esco e Flatt, 2014). Parece ser menos influenciado pela frequência respiratória (Penttilä *et al.*, 2001b), que é interessante para monitoramento diário sob respiração espontânea. Além de não requisitar nenhum pacote de software sofisticado para ser calculado e, podendo ser calculado e interpretado com maior facilidade (Buchheit, 2014b).

De fato, os dados do presente estudo demonstraram que as menores concordância foram com índices LF e HF. Essa mesma tendência foi relatada no estudo de Pereira et al., (2020) e em estudos que compararam dispositivos móveis (cardiofrequencímetros com a cinta de frequência cardíaca) com o ECG, como o Polar V800 (Giles, Draper e Neil, 2016), S810 (Gamelin e Berthoin, 2006). Entretanto, os valores de Person (0,89 e 0,96), e test t ($p=0,97$ e

0,86) embora abaixo de 0,90, ainda são considerados aceitáveis para este tipo de análise de validação.

A validação de todas as variáveis do presente estudo está em consonância com as recomendações da Task Force da Sociedade Europeia de Cardiologia (Task Force, 1996), de forma que o presente estudo deixa como legado um sistema cinta transmissora conectada a plataforma web capaz de atender, de forma prática as avaliações propostas pela Task Force. Entretanto, devemos ponderar que a validação foi feita, mas a adoção de todas as variáveis deve ser feita com cautela. Por enquanto, apenas o rMSSD tem sido considerado uma medida confiável e de interpretação direta para avaliar a atividade autonômica (Schmitt, Regnard e Millet, 2015). No entanto, uma coleção de dados de nosso laboratório sobre monitoração de VFC em atletas, tem demonstrado que o pNN50 e SD1 apresentam o mesmo comportamento do rMSSD quando usados para monitorar as respostas de atletas às alterações na carga de treino (dados ainda não publicados).

A validação da cinta transmissora de FC usando uma plataforma web ao invés de um aplicativo foi uma escolha nossa para o presente estudo. A principal vantagem do uso da plataforma web é a facilidade de acesso aos dados por parte das comissões técnicas, independentemente do número de atletas. Enquanto o uso de aplicativos móveis requer que a comissão técnica acesse os dispositivos dos atletas individualmente para verificar os resultados, a plataforma web oferece a visualização de todos os dados em um mesmo ambiente, desde que um membro da comissão técnica crie um conta de gestor, o que não é possível com os aplicativos. Isso pode ser útil em esportes coletivos, onde há uma grande demanda para gerenciar e analisar dados de múltiplos atletas ao mesmo tempo.

Uma ponderação é que a validação da plataforma web foi realizada com uma amostra específica (atletas adolescentes de atletismo a nível nacional) o que limita a generalização dos resultados para outras populações. Entretanto, ao analisar a similaridade entre os resultados dos estudos prévios que realizaram a verificação da acurácia em comparação com o ECG em diferentes populações (atletas recreacionais e profissionais e indivíduos saudáveis (Flatt e Esco, 2013; Moya-Ramon *et al.*, 2022a; Pereira *et al.*, 2020; Plews *et al.*, 2017)) observou-se que a característica da população parece não influenciar os resultados da validação.

Uma limitação do estudo é que a amostra tinha homens e mulheres, das modalidades velocistas e meio fundistas, mas, embora com tamanho razoável (22 participantes, enquanto a maioria dos estudos prévios validaram com tamanho amostral entre 15 e 31), não foi possível

testar a validação separando a amostra por sexo e modalidade, porque o tamanho amostral estratificado ficaria muito pequeno.

Em termos de aplicação prática, os achados deste estudo demonstram que a plataforma web oferece uma alternativa prática e precisa para o monitoramento da VFC, com acurácia comparável à do padrão ouro para gravação dos intervalos RR em atletas. O processo de registro, que leva apenas dois minutos, é extremamente simples e pode ser realizado diariamente pelo próprio atleta, sem a necessidade de assistência. Essa simplicidade, aliada à capacidade de visualizar os dados em tempo real pelo treinador, torna essa abordagem significativamente mais atrativa para o monitoramento diário em comparação com o ECG tradicional. Quando combinada com a PSE, PSR, bem-estar e CMJ, a VFC pode colaborar para melhor informar sobre como o atleta está respondendo fisiologicamente às cargas de treino. Assim, a popularização do registro de VFC por meio de aplicativos e plataformas web tem se tornado um fenômeno tecnicamente aceito e cada vez mais presente no campo da ciência do esporte.

CONCLUSÃO

A plataforma web forneceu dados válidos de VFC nos domínios do tempo, frequência e não lineares, demonstrando excelente concordância com os dados obtidos pelo ECG. Esses achados confirmam a plataforma como uma alternativa prática e confiável para o monitoramento da VFC em atletas, alinhada às recomendações da Task Force, com destaque para sua simplicidade de uso e acesso centralizado aos dados.

REFERÊNCIAS

- ALFONSO, C.; CAPDEVILA, L. Heart rate variability, mood and performance: a pilot study on the interrelation of these variables in amateur road cyclists. **PeerJ**, v. 10, 30 mar. 2022.
- ARMSTRONG, L. E.; VANHEEST, J. L. The unknown mechanism of the overtraining syndrome: clues from depression and psychoneuroimmunology. **Sports medicine**, v. 32, n. 3, p. 185–209, 2002.
- 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.
- BAEKMANN, C. *et al.* Insight of autonomic dysfunction in CLN3 disease: a study on episodes resembling paroxysmal sympathetic hyperactivity (PSH). **Orphanet Journal of Rare Diseases**, v. 19, n. 1, p. 374, 10 out. 2024.
- BALSALOBRE-FERNÁNDEZ, C. *et al.* The validity and reliability of a novel app for the measurement of change of direction performance. **Journal of Sports Sciences**, n. July, 2019.
- BALSALOBRE-FERNÁNDEZ, C.; TEJERO-GONZÁLEZ, C. M.; CAMPO-VECINO, J. DEL. Relationships between training load, salivary cortisol responses and performance during season training in middle and long distance runners. **PLoS ONE**, v. 9, n. 8, 2014.
- BARA FILHO, M.; NOGUEIRA, R. Adaptação e validação da versão brasileira do questionário de overtraining. **HU Revista**, v. 36, n. 1, p. 47–53, 2010.
- BARBOSA, K. B. F. *et al.* **Oxidative stress: concept, implications and modulating factors** *Rev. Nutr.* [s.l: s.n.].
- 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 sympatho-vagal balance. **Frontiers in Physiology**, v. 4 FEB, n. February, p. 1–5, 2013.
- BLOOMFIELD, D. M. *et al.* Comparison of spontaneous vs. metronome-guided breathing on assessment of vagal modulation using RR variability. **Am J Physiol Heart Circ Physiol**, v. 280, n. 3, p. 1145–1150, 2001.
- BOLLER, O. I. S.; SWAAB, D. F. **Autonomic Nervous System**. [s.l: s.n.]. v. 117
- BOSCO, C.; LUHTANEN, P.; KOMI, P. V. A simple method for measurement of mechanical power in jumping. **European journal of applied physiology and occupational physiology**, v. 50, p. 273–282, 1983.
- BOULLOSA, D. *et al.* Relationships between workload, heart rate variability, and performance in a recreational endurance runner. **Journal of Functional Morphology and Kinesiology**, v. 6, n. 1, 1 mar. 2021.
- BOURDILLON, N. *et al.* Is More Sensitive to Artifacts Than Frequency-Domain Parameters: Implication in Athletes' Monitoring. **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 21, p. 260–266, 2022.
- BOURDON, P. *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.

- 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, abr. 2017.
- BRANCACCIO, P.; LIPPI, G.; MAFFULLI, N. Biochemical markers of muscular damage. **Clinical Chemistry and Laboratory Medicine**, v. 48, n. 6, p. 757–767, 2010.
- BREITBACH, S.; TUG, S.; SIMON, P. Circulating Cell-Free DNA: An Up-Coming Molecular Marker in Exercise Physiology. **Sports Medicine**, v. 42, n. 7, p. 565–586, 2012.
- 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. Effects of increased training load on vagal-related indexes of heart rate variability: a novel sleep approach. **AJP: Heart and Circulatory Physiology**, v. 287, n. 6, p. H2813–H2818, 2004.
- _____. Physiological and performance adaptations to an in-season soccer camp in the heat: Associations with heart rate and heart rate variability. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 21, n. 6, p. 477–485, 2011.
- 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, 2014a.
- _____. Monitoring training status with HR measures: Do all roads lead to Rome? **Frontiers in Physiology**, v. 5 FEB, n. February, p. 1–19, 2014b.
- BUNN, J. A. *et al.* Current State of Commercial Wearable Technology in Physical Activity. **International Journal of Exercise Science**, v. 11, n. 7, p. 503–515, 2018.
- CADEGIANI, F. A. *et al.* Diagnosis of Overtraining Syndrome: Results of the Endocrine and Metabolic Responses on Overtraining Syndrome Study: EROS-DIAGNOSIS. **Journal of Sports Medicine**, v. 2020, p. 1–17, 22 abr. 2020.
- CADEGIANI, F. A.; KATER, C. E. Hormonal aspects of overtraining syndrome: A systematic review. **BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation**, v. 9, n. 1, p. 1–15, 2017.
- CADEGIANI, F. A.; KATER, C. E. Novel insights of overtraining syndrome discovered from the EROS study. **BMJ Open Sport and Exercise Medicine**, v. 5, n. 1, 1 jun. 2019.
- CAMPOS, F. *et al.* Monitoring Internal Training Load, Stress-Recovery Responses, and Immune-Endocrine Parameters in Brazilian Jiu-Jitsu Training. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 36, n. 3, p. 723–731, 1 mar. 2022.
- 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.
- CARRARD, J. *et al.* **Diagnosing Overtraining Syndrome: A Scoping Review** Sports Health SAGE Publications Inc., , 1 set. 2021.
- CASANOVA-LIZÓN, A. *et al.* Designing an App to Promote Physical Exercise in Sedentary People Using a Day-to-Day Algorithm to Ensure a Healthy Self-Programmed Exercise Training. **International Journal of Environmental Research and Public Health**, v. 20, n. 2, 1 jan. 2023.
- 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.

- 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.
- CHENG, A. J.; JUDE, B.; LANNER, J. T. Intramuscular mechanisms of overtraining. **Redox Biology**, v. 35, n. February, p. 101480, 2020.
- CLAUDINO, J. G. *et al.* Pre vertical jump performance to regulate the training volume. **International Journal of Sports Medicine**, v. 33, n. 2, p. 101–107, 2012.
- CLAUDINO, JOAO GUSTAVO *et al.* How Can The Training Load Be Adjusted Individually in Athletes with An Applied Statistical Approach? **Journal of Athletic Enhancement**, v. 05, n. 06, 2016.
- CLAUDINO, JOÃO G. *et al.* Autoregulating Jump Performance to Induce Functional Overreaching. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 30, n. 8, p. 2242–2249, 2016.
- CLAUDINO, J. G. *et al.* The countermovement jump to monitor neuromuscular status: A meta-analysis. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 20, n. 4, p. 397–402, 2017.
- CLIMSTEIN, M. *et al.* Reliability of the Polar Vantage M Sports Watch when Measuring Heart Rate at Different Treadmill Exercise Intensities. **Sports**, v. 8, n. 9, p. 117, 2020.
- 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.
- COSTA, R. R. G. *et al.* Cross-Cultural Translation and Adaptation of the Perceived Recovery Status Scale to Brazilian Portuguese. **Journal of Sport Rehabilitation**, v. 32, n. 3, p. 346–351, 1 mar. 2023.
- 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.
- DAHIYA, E. S. *et al.* **Wearable Technology for Monitoring Electrocardiograms (ECGs) in Adults: A Scoping Review** Sensors Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI), , 1 fev. 2024.
- 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.
- DONG, J. *et al.* Reverse effects of DPI administration combined with glutamine supplementation on function of rat neutrophils induced by overtraining. **International Journal of Sport Nutrition and Exercise Metabolism**, v. 23, n. 2, p. 137–149, 2013.
- 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.
- DÜKING, P. *et al.* Wrist-worn wearables for monitoring heart rate and energy expenditure while sitting or performing light-to-vigorous physical activity: Validation study. **JMIR mHealth and uHealth**, v. 8, n. 5, 1 maio 2020.
- ESCO, M.; FLATT, A. Ultra-short-term heart rate variability indexes at rest and post-exercise in athletes: Evaluating the agreement with accepted recommendations. **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 13, n. 3, p. 535–541, 2014.

- ESKANDARI, F.; WEBSTER, J. I.; STERNBERG, E. M. Neural immune pathways and their connection to inflammatory diseases. **Arthritis Research and Therapy**, v. 5, n. 6, p. 251–265, 2003.
- ESSNER, A. *et al.* Comparison of Polar® RS800CX heart rate monitor and electrocardiogram for measuring inter-beat intervals in healthy dogs. **Physiology and Behavior**, v. 138, p. 247–253, 2015.
- FERREIRA, J. C.; CARVALHO, R. G. S.; SZMUCHROWSKI, L. A. Validade e Confiabilidade de um Tapete de Contato para Mensuração da Altura do Salto Vertical. **Revista Brasileira de Biomecânica**, v. 17, n. 9, 2008.
- FLATT, A. Interpreting daily heart rate variability changes in collegiate female soccer players. **The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness**, n. March, 2016.
- FLATT, A. A. *et al.* Season-Long Heart-Rate Variability Tracking Reveals Autonomic Imbalance in American College Football Players. **International Journal of Sports Physiology and Performance**, v. 16, n. 12, p. 1834–1843, 1 dez. 2021.
- FLATT, A. A.; ESCO, M. R. Smartphone-Derived Heart-Rate Variability and Training Load in a Women's Soccer Team. **International journal of sports physiology and performance**, v. 10, n. 8, p. 994–1000, 2015.
- 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.
- FOSTER, C. *et al.* A New Approach to Monitoring Exercise Training. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 15, n. 1, p. 109–115, fev. 2001.
- FOSTER, C.; RODRIGUEZ-MARROYO, J. A.; KONING, J. J. DE. 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.
- FREITAS, V. H.; NAKAMURA, F. Y.; MILOSKI, B.; SAMULSKI, D.; MAURICIO, G. Sensitivity of Physiological and Psychological Markers to Training Load Intensi- fication in Volleyball Players. **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 13, n. April, p. 571–579, 2014.
- FREITAS, V. H.; NAKAMURA, F. Y.; MILOSKI, B.; SAMULSKI, D.; FILHO, G. B. Sensibilidade de fisiológicos e psicológicos Markers para Formação de carga Intensificação em jogadores de voleibol. v. 13, n. 3, 2014.
- GAMBASSI, B. B. *et al.* A validation study of a smartphone application for heart rate variability assessment in asymptomatic adults. **American journal of cardiovascular disease**, v. 10, n. 3, p. 219–229, 2020.
- 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.
- GARCÍA-RUBIO, J. *et al.* Validity and reliability of the WIMUTM inertial device for the assessment of joint angulations. **International Journal of Environmental Research and Public Health**, v. 17, n. 1, p. 1–9, 2020.

- GARNACHO-CASTAÑO, M. V. *et al.* Reliability and validity of the polar v800 sports watch for estimating vertical jump height. **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 20, n. 1, p. 149–157, 1 mar. 2021.
- GATHERCOLE, R. J.; STELLINGWERFF, T.; SPORER, B. C. Effect of acute fatigue and training adaptation on countermovement jump performance in elite snowboard cross athletes. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 29, n. 1, p. 37–46, 1 jan. 2015.
- GHOLAMNEZHAD, Z. *et al.* Evaluation of immune response after moderate and overtraining exercise in wistar rat. **Iranian Journal of Basic Medical Sciences**, v. 17, n. 1, p. 1–8, 2014.
- 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.
- GILGEN, R.; THERESA, A.; THOMAS, S. RR interval signal quality of a heart rate monitor and an ECG Holter at rest and during exercise. **European Journal of Applied Physiology**, v. 119, n. 7, p. 1525–1532, 2019.
- GLEESON, M. Biochemical and immunological markers of overtraining. **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 1, n. 2, p. 31–41, 2002.
- GOMEZ-CABRERA, M. C. *et al.* Redox-related biomarkers in physical exercise. **Redox Biology**, v. 42, 1 jun. 2021.
- GRANDVIEW RESEARCH. **Wearable Technology Market Size, Share & Trends Report Wearable Technology Market Size, Share & Trends Analysis Report By Product (Wrist-wear, Eye-wear & Head-wear, Foot-wear, Neck-wear, Body-wear), By Application, By Region, And Segment Forec.** [s.l: s.n.]. Disponível em: <<https://www.grandviewresearch.com/industry-analysis/wearable-technology-market>>.
- GROSLAMBERT, A.; MAHON, A. D. **Perceived Exertion Influence of Age and Cognitive DevelopmentSports Med.** [s.l: s.n.].
- GRUBER, M. *et al.* The validity and reliability of counter movement jump height measured with the Polar Vantage V2 sports watch. **Frontiers in Sports and Active Living**, v. 4, 28 out. 2022.
- 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.
- HAGSTROM, A. D.; SHORTER, K. A. Creatine kinase, neuromuscular fatigue, and the contact codes of football: A systematic review and meta-analysis of pre- and post-match differences. **European Journal of Sport Science**, v. 18, n. 9, p. 1234–1244, 2018.
- HAJJ-BOUTROS, G. *et al.* Wrist-worn devices for the measurement of heart rate and energy expenditure: A validation study for the Apple Watch 6, Polar Vantage V and Fitbit Sense. **European Journal of Sport Science**, 2022.
- HALLER, N. *et al.* **Blood-Based Biomarkers for Managing Workload in Athletes: Considerations and Recommendations for Evidence-Based Use of Established BiomarkersSports Medicine**Springer Science and Business Media Deutschland GmbH, , 1 jul. 2023.
- HALSON, S. L. Monitoring Training Load to Understand Fatigue in Athletes. **Sports Medicine**, v. 44, n. S2, p. 139–147, 9 nov. 2014.

- HALSON, S. L. Sleep Monitoring in Athletes : Motivation , Methods , Miscalculations and Why Sleep Monitoring in Athletes : Motivation , Methods , Miscalculations and Why it Matters. **Sports Medicine**, n. July, 2019.
- HALSON, S. L.; PEAKE, J. M.; SULLIVAN, J. P. Wearable technology for athletes: Information overload and pseudoscience? **International Journal of Sports Physiology and Performance**, v. 11, n. 6, p. 705–706, 2016.
- HASHIMOTO, Y. *et al.* Validation of Wearable Device Consisting of a Smart Shirt with Built-In Bioelectrodes and a Wireless Transmitter for Heart Rate Monitoring in Light to Moderate Physical Work. **Sensors**, v. 22, n. 23, 1 dez. 2022.
- HASKÓ, G.; SZABÓ, C. Regulation of cytokine and chemokine production by transmitters and co-transmitters of the autonomic nervous system. **Biochemical Pharmacology**, v. 56, n. 9, p. 1079–1087, 1998.
- HEISS, R. *et al.* Advances in Delayed-Onset Muscle Soreness (DOMS) – Part II : Treatment and Prevention Delayed Onset Muscle Soreness – Teil II : Therapie und Prävention Authors. **Sportverl Sportschad**, v. 33, n. 01, p. 21–29, 2019.
- HERMAN, L. *et al.* Validity and reliability of the session RPE method for monitoring exercise training intensity. **South African Journal of Sports Medicine**, v. 18, n. 1, p. 14, 3 fev. 2006.
- HERNÁNDEZ-VICENTE, A. *et al.* Validation study of Polar V800 accelerometer. **Ann Transl Med**, v. 4, n. 15, 2016.
- HOPKINS, W. G. Measures of Reliability in Sports Medicine and Science. **Sports Medicine**, v. 30, n. 5, p. 375–381, 2000.
- HOTFIEL, T. *et al.* Advances in Delayed-Onset Muscle Soreness (DOMS): Part I : Pathogenesis and Diagnostics Delayed Onset Muscle Soreness – Teil I : Pathogenese und Diagnostik Authors Mechanisms and pathogenesis. **Sportverl Sportschad**, v. 32, n. 04, p. 243–250, 2018.
- 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.
- HYLDAHL, R. D.; HUBAL, M. J. Lengthening our perspective: Morphological, cellular, and molecular responses to eccentric exercise. **Muscle & Nerve**, v. 49, n. 2, p. 155–170, fev. 2014.
- IZZICUPO, P. *et al.* Can off-training physical behaviors influence recovery in athletes? A scoping review. **Frontiers in Physiology**, 2019.
- JÄRVINEN, T. A. H. *et al.* Muscle injuries: Biology and treatment. **American Journal of Sports Medicine**, v. 33, n. 5, p. 745–764, 2005.
- JIM, P.; GONZ, J. Control de la carga de entrenamiento a través del CMJ en pruebas de velocidad y saltos para optimizar el rendimiento deportivo en atletismo. 2011.
- JIN, N. *et al.* A Validation Study of Heart Rate Variability Index in Monitoring Basketball Training Load. **Frontiers in Physiology**, v. 13, 25 abr. 2022.

- JONES, C. M.; TENENBAUM, G. Adjustment Disorder: a new way of conceptualizing the overtraining syndrome. **International Review of Sport and Exercise Psychology**, v. 2, n. 2, p. 181–197, 2009.
- KALLUS, W.; KELLMANN, M. **The Recovery-Stress Questionnaires : User Manual**. [s.l.: s.n.].
- KEANE, K. M. *et al.* Muscle damage response in female collegiate athletes after repeated sprint activity. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 29, n. 10, p. 2802–2807, 2015.
- KELLMANN, M.; KALLUS, K. W. **Recovery-stress questionnaire for athletes: User manual**. [s.l.: s.n.].
- KENTTÄ, G.; HASSMÉN, P. Overtraining and recovery. A conceptual model. **Sports Medicine**, v. 26, n. 1, p. 1–16, 1998.
- 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.
- KIVINIEMI, A. M. *et al.* Endurance training guided individually by daily heart rate variability measurements. **European Journal of Applied Physiology**, v. 101, n. 6, p. 743–751, 2007.
- KOO, T. K.; LI, M. Y. A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. **Journal of Chiropractic Medicine**, v. 15, n. 2, p. 155–163, 1 jun. 2016.
- LAURENT, C. M. *et al.* A practical approach to monitoring recovery: Development of a perceived recovery status scale. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 25, n. 3, p. 620–628, 2011.
- 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.
- LI, R. T. *et al.* Wearable Performance Devices in Sports Medicine. **Sports Health**, v. 8, n. 1, p. 74–78, 2016.
- 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.
- MAGHERINI, F. *et al.* Oxidative stress in exercise training: the involvement of inflammation and peripheral signals. **Free Radical Research**, v. 53, n. 11–12, p. 1155–1165, 2019.
- 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.
- _____. Relationship between inflammatory cytokines and self-report measures of training overload. **Research in sports medicine**, v. 18, n. 2, p. 127–139, 2010.
- MALM, C. *et al.* Leukocytes, cytokines, growth factors and hormones in human skeletal muscle and blood after uphill or downhill running. **Journal of Physiology**, v. 556, n. 3, p. 983–1000, 2004.
- 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.

- MARTINS, A. I. *et al.* **European Portuguese Validation of the System Usability Scale (SUS)** *Procedia Computer Science*. **Anais...Elsevier B.V.**, 2015
- 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.
- MAURO, A. Satellite cell of skeletal muscle fibers. **The Journal of biophysical and biochemical cytology**, v. 9, p. 493–495, 1961.
- MCCORRY, L. K. Physiology of the Autonomic Nervous System. **American Journal of Pharmaceutical Education**, v. 71, n. 4, p. 78, set. 2007.
- MCLEAN, B. D. *et al.* Neuromuscular, endocrine, and perceptual fatigue responses during different length between-match microcycles in professional rugby league players. **International Journal of Sports Physiology and Performance**, v. 5, n. 3, p. 367–383, 2010.
- MCNAIR, D. M.; LORR, M.; DROPPLEMAN, L. F. Manual for the Profile of Mood States. **Educacional and Infustrial Testing Service**, n. 27, 1971.
- 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.
- MEUR, Y. LE *et al.* Evidence of parasympathetic hyperactivity in functionally overreached athletes. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 45, n. 11, p. 2061–2071, 2013.
- MOHR, M.; KRUSTRUP, P. Heat Stress Impairs Repeated Jump Ability After Competitive Elite Soccer Games. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 27, n. 3, p. 683–689, mar. 2013.
- MOLLET, R.; MILITAIRE, C. INTERNATIONAL DU SPORT. **L'Entrainement total**. [s.l.] R. Mollet, 1960.
- MORALES, JOSE *et al.* Use of Heart Rate Variability in Monitoring Stress and Recovery in Judo Athletes. **Journal of strength and conditioning research**, v. 28, n. 7, p. 1896–1905, 2014.
- MORALES, J *et al.* THE USE OF HEART RATE VARIABILITY IN MONITORING STRESS AND RECOVERY IN JUDO ATHLETES. **Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 28, n. 7, p. 1896–1905, 2014.
- MORENO SÁNCHEZ, J.; ROMERO, E. P.; ORTÍS, L. C. **Variabilidad de la frecuencia cardíaca y perfiles psicofisiológicos en deportes de equipo de alto rendimiento 1**. [s.l.: s.n.].
- MOUGIOS, V. Reference intervals for serum creatine kinase in athletes. **British Journal of Sports Medicine**, v. 41, n. 10, p. 674–678, 2007.
- MOYA-RAMON, M. *et al.* Validity and reliability of different smartphones applications to measure HRV during short and ultra-short measurements in elite athletes. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, v. 217, 1 abr. 2022a.
- _____. Validity and reliability of different smartphones applications to measure HRV during short and ultra-short measurements in elite athletes. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, v. 217, 1 abr. 2022b.
- NAKAMURA, F. Y.; MOREIRA, A.; AOKI, M. S. Monitoramento da Carga de Treinamento: A Percepção Subjetiva do Esforço 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.

NEWSOME, A. M. *et al.* 2024 ACSM Worldwide Fitness Trends: Future Directions of the Health and Fitness Industry. **ACSM'S Health & Fitness Journal**, v. 28, n. 1, p. 14–26, jan. 2024.

NOOR, D. *et al.* Perceived load, fatigue and recovery responses during congested and non-congested micro-cycles in international football tournaments. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 24, n. 12, p. 1278–1283, 1 dez. 2021.

NUUTTILA, O. P. *et al.* Monitoring training and recovery during a period of increased intensity or volume in recreational endurance athletes. **International Journal of Environmental Research and Public Health**, v. 18, n. 5, p. 1–14, 2 mar. 2021.

_____. Monitoring fatigue state with heart rate-based and subjective methods during intensified training in recreational runners. **European Journal of Sport Science**, v. 24, n. 7, p. 857–869, 1 jul. 2024.

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.

OSIECKI, R. *et al.* **The Total Quality Recovery Scale (TQR) as a Proxy for Determining Athletes' Recovery State after a Professional Soccer Match** Article in **Journal of Exercise Physiology Online**. [s.l.: s.n.]. Disponível em: <<https://www.researchgate.net/publication/282870213>>.

OUERGUI, I. *et al.* Relationship between perceived training load, well-being indices, recovery state and physical enjoyment during judo-specific training. **International Journal of Environmental Research and Public Health**, v. 17, n. 20, p. 1–8, 2 out. 2020.

_____. Effects of intensified training and tapering periods using different exercise modalities on judo-specific physical test performances. **Biology of Sport**, v. 39, n. 4, p. 875–881, 2022.

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.

PAVLOV, V. A.; TRACEY, K. J. The cholinergic anti-inflammatory pathway. **Brain, Behavior, and Immunity**, v. 19, n. 6, p. 493–499, 2005.

PEAKE, J. M. *et al.* Muscle damage and inflammation during recovery from exercise. **Journal of Applied Physiology**, v. 122, n. 3, p. 559–570, 2017.

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

PENHA, L. M. B. *et al.* Reliability of the Heart Rate Variability Registered Through Polar Cardio Frequency Meter in Individuals With Chronic Low Back Pain. **Journal of Chiropractic Medicine**, v. 22, n. 3, p. 180–188, 1 set. 2023.

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, 2001a.

_____. 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, 2001b.

PEREIRA, B. C. *et al.* Nonfunctional overreaching leads to inflammation and myostatin upregulation in swiss mice. **International Journal of Sports Medicine**, v. 35, n. 2, p. 139–146, 2014.

_____. Excessive eccentric exercise leads to transitory hypothalamic inflammation, which may contribute to the low body weight gain and food intake in overtrained mice. **Neuroscience**, v. 311, n. October, p. 231–242, 2015.

PEREIRA, L. A. *et al.* Variations in Internal and External Training Load Measures and Neuromuscular Performance of Professional Soccer Players during a Preseason Training Period. **Journal of Human Kinetics**, v. 81, n. 1, p. 149–162, 10 fev. 2022.

PEREIRA, R. DE A. *et al.* Validity of a Smartphone Application and Chest Strap for Recording RR Intervals at Rest in Athletes. **International Journal of Sports Physiology and Performance**, p. 1–4, 2020.

PÉREZ-CASTILLA, A. *et al.* Reliability and Concurrent Validity of Seven Commercially Available Devices for the Assessment of Movement Velocity at Different Intensities During the Bench Press. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, n. 33, p. 1–8, 2019.

PÉREZ-GUARNER, A. *et al.* Association between physiological stress and skin temperature response after a half marathon. **Physiological Measurement**, v. 40, n. 3, 2019.

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.

PHILPOTT, L. K. *et al.* Countermovement jump performance in elite male and female sprinters and high jumpers. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology**, v. 235, n. 2, p. 131–138, 2021.

PILLONI, G. *et al.* Heart Rate Variability (HRV) serves as an objective correlate of distress and symptom burden in multiple sclerosis. **International Journal of Clinical and Health Psychology**, v. 24, n. 2, 1 abr. 2024.

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.

POWERS, S. K. *et al.* **Exercise-induced oxidative stress: Friend or foe?** **Journal of Sport and Health Science** Elsevier B.V., , 1 set. 2020.

POWERS, S. K.; JACKSON, M. J. **Exercise-induced oxidative stress: Cellular mechanisms and impact on muscle force production** **Physiological Reviews**, out. 2008.

POWERS, S. K.; RADAK, Z.; JI, L. L. **Exercise-induced oxidative stress: past, present and future** **Journal of Physiology** Blackwell Publishing Ltd, , 15 set. 2016.

PROSKE, U.; MORGAN, D. L. Muscle damage from eccentric exercise: mechanism, mechanical signs, adaptation and clinical applications. **The Journal of Physiology**, v. 537, n. 2, p. 333–345, dez. 2001.

ROCHA, A. L. DA *et al.* Positive effects of total recovery period on anti- and pro-inflammatory cytokines are not linked to performance re-establishment in overtrained mice. **Cytokine**, v. 103, n. December 2017, p. 69–76, 2018.

_____. The proinflammatory effects of chronic excessive exercise. **Cytokine**, v. 119, n. November 2018, p. 57–61, 2019.

- 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.
- ROHLFS, I. C. P. D. M. *et al.* Brunel mood scale (BRUMS): An instrument for early detection of overtraining syndrome. **Revista Brasileira De Medicina Do Esporte**, v. 14, n. 3, p. 176–181, 2008.
- ROOS, L. *et al.* Monitoring of daily training load and training load responses in endurance sports: What do coaches want? **Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie**, v. 61, n. 4, p. 30–36, 2013.
- RUSHALL, B. S. A tool for measuring stress tolerance in elite athletes. **Journal of Applied Sport Psychology**, v. 2, n. 1, p. 51–66, 1990.
- SANTOS, D. A. *et al.* Reference values for body composition and anthropometric measurements in athletes. **PLoS ONE**, v. 9, n. 5, 15 maio 2014.
- SAW, A. *et al.* Athlete Self-Report Measure Use and Associated Psychological Alterations. **Sports**, v. 5, n. 3, p. 54, 2017.
- SAW, ANNA 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.
- SAW, ANNA E.; MAIN, L. C.; GASTIN, P. B. Monitoring the athlete training response: subjective self-reported measures trump commonly used objective measures: a systematic review. **Br. J. Sports Med.**, n. May 2014, p. bjsports--2015--094758, 2015.
- SAW, A. E.; MAIN, L. C.; GASTIN, P. B. Monitoring the athlete training response: Subjective self-reported measures trump commonly used objective measures: A systematic review. **British Journal of Sports Medicine**, v. 50, n. 5, p. 281–291, 2016.
- SCHMITT, L.; REGNARD, J.; MILLET, G. P. Monitoring Fatigue Status with HRV Measures in Elite Athletes : An Avenue Beyond RMSSD? **Frontiers in Physiology**, v. 6, n. November, p. 2013–2015, 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.
- SELMİ, O. *et al.* Effect of an intensified training period on well-being indices, recovery and psychological aspects in professional soccer players. **Revue Européenne de Psychologie Appliquée**, v. 70, n. 6, 1 dez. 2020.
- SELMİ, O.; OUERGUI, I.; LEVITT, D. E.; *et al.* Training, psychometric status, biological markers and neuromuscular fatigue in soccer. **Biology of Sport**, v. 39, n. 2, p. 319–327, 2022.
- SELMİ, O.; OUERGUI, I.; MUSCELLA, A.; *et al.* **Monitoring Psychometric States of Recovery to Improve Performance in Soccer Players: A Brief Review** *International Journal of Environmental Research and Public Health* MDPI, , 1 ago. 2022.
- SESHADRI, D. R. *et al.* **Wearable sensors for monitoring the internal and external workload of the athlete** *npj Digital Medicine* Nature Publishing Group, , 1 dez. 2019.
- 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.
- STANTON, R. *et al.* Validity of a Smartphone-Based Application for Determining Sprinting Performance. **Journal of Sports Medicine**, v. 2016, p. 11–16, 2016.
- STANTON, R.; WINTOUR, S.-A.; KEAN, C. O. Validity and intra-rater reliability of MyJump app on iPhone 6s in jump performance. **Journal of Science and Medicine in Sport**, 2016.
- STEINACKER, J. M. *et al.* New aspects of the hormone and cytokine response to training. **European Journal of Applied Physiology**, v. 91, n. 4, p. 382–391, 2004.
- STONE, A. *et al.* **The Science Of Self-Report**. [s.l.: s.n.].
- 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.
- 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.
- TERRY, P. C.; LANE, A. M.; FOGARTY, G. J. Construct validity of the Profile of Mood States - Adolescents for use with adults. **Psychology of Sport and Exercise**, v. 4, n. 2, p. 125–139, 2003.
- THOMAS, B. L. *et al.* Validity of Commonly Used Heart Rate Variability Markers of Autonomic Nervous System Function. **Neuropsychobiology**, p. 1–13, 2019a.
- _____. Validity of Commonly Used Heart Rate Variability Markers of Autonomic Nervous System Function. **Neuropsychobiology**, v. 78, n. 1, p. 14–26, 2019b.
- 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.
- THOMPSON, D.; NICHOLAS, C. W.; WILLIAMS, C. Muscular soreness following prolonged intermittent high-intensity shuttle running. **Journal of Sports Sciences**, v. 17, n. 5, p. 387–395, 1999.
- 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.
- _____. An 8-Year Longitudinal Study of Overreaching in 114 Elite Female Chinese Wrestlers. **Journal of Athletic Training**, v. 50, n. 2, p. 217–223, 2015.
- TIDBALL, J. G. Inflammatory processes in muscle injury and repair. **American Journal of Physiology - Regulatory Integrative and Comparative Physiology**, v. 288, n. 2 57-2, 2005.

- TIDBALL, J. G. Regulation of muscle growth and regeneration by the immune system. **Nature Reviews Immunology**, v. 17, n. 3, p. 165–178, 6 mar. 2017.
- TIDBALL, J. G.; DORSHKIND, K.; WEHLING-HENRICKS, M. Shared signaling systems in myeloid cell-mediated muscle regeneration. **Development (Cambridge)**, v. 141, n. 6, p. 1184–1196, 2014.
- TOLUSSO, D. V. *et al.* The Validity of Perceived Recovery Status as a Marker of Daily Recovery Following a High-Volume Back-Squat Protocol. **International Journal of Sports Physiology and Performance**, v. 17, n. 6, p. 886–892, 1 jun. 2022.
- TURNER, J. E. *et al.* Prolonged depletion of antioxidant capacity after ultraendurance exercise. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 43, n. 9, p. 1770–1776, 2011.
- 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.
- URHAUSEN, A.; KINDERMANN, W. Diagnosis of overtraining: what tools do we have? **Sports medicine (Auckland, N.Z.)**, v. 32, n. 2, p. 95–102, 2002.
- URTADO, C. B. *et al.* Overtraining, variabilidade da frequência cardíaca e esporte: Uma breve revisão. **Revista Brasileira de Prescrição e Fisiologia do Exercício**, p. 183–191, 2012.
- 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.
- VANDENBERK, T. *et al.* Clinical Validation of Heart Rate Apps: Mixed-Methods Evaluation Study. **JMIR mHealth and uHealth**, v. 5, n. 8, p. e129, 2017.
- VIANA, M. F.; ALMEIDA, P.; SANTOS, R. C. Adaptação portuguesa da versão reduzida do Perfil de Estados de Humor: POMS. **Análise Psicológica**, v. 1, n. 19, p. 77–92, 2001.
- VIDIGAL, G. A. DE P. *et al.* Slow breathing influences cardiac autonomic responses to postural maneuver. Slow breathing and HRV. **Complementary Therapies in Clinical Practice**, v. 23, p. 14–20, 2016.
- VINCENT, H. K. *et al.* Short-term exercise training improves diaphragm antioxidant capacity and endurance. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v. 81, n. 1–2, p. 67–74, jan. 2000.
- VINIK, A. I. *et al.* Diabetic autonomic neuropathy. **Diabetes Care**, v. 26, n. 5, p. 1553–1579, 2003.
- VISSING, K. *et al.* Effects of concentric and repeated eccentric exercise on muscle damage and calpain-calpastatin gene expression in human skeletal muscle. **European Journal of Applied Physiology**, v. 103, n. 3, p. 323–332, 2008.
- 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.
- WANG, Y. *et al.* The efficacy and safety of bilateral synchronous transcutaneous auricular vagus nerve stimulation for prolonged disorders of consciousness: a multicenter, double-blind, stratified, randomized controlled trial protocol. **Frontiers in Neurology**, v. 15, 2024.
- WATKINS, C. M. *et al.* Determination of vertical jump as a measure of neuromuscular readiness and fatigue. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 31, n. 12, p. 3305–3310, 2017.

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.

_____. Relationship Between Morning Heart Rate Variability and Creatine Kinase Response During Intensified Training in Recreational Endurance Athletes. **Frontiers in Physiology**, v. 9, n. September, p. 1–7, 2018.

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.

WON, E.; KIM, Y.-K. Stress, the Autonomic Nervous System, and the Immune-kynurenine Pathway in the Etiology of Depression. **Current Neuropharmacology**, v. 14, p. 665–673, 2016.

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.

ANEXOS

ANEXO 1

QUESTIONÁRIO DE BEM-ESTAR

	1	2	3	4	5
Fadiga	Muito Cansado	Mais Cansado que o normal	Normal	Revigorado	Muito Revigorado
Qualidade de Sono	Insônia	Sono Inquieto	Dificuldade de Adormecer	Boa Qualidade de Sono	Sono Restaurador
Dor Muscular	Muito Dolorido	Um Pouco Dolorido	Normal	Sentindo-se Bem	Sentindo-se Ótimo
Estresse	Altamente Estressado	Sentindo-se Estressado	Normal	Relaxado	Muito Relaxado
Humor	Muito Aborrecido ou irritado ou pra baixo	Mal-humorado com companheiro de equipe ou família ou colega	Menos interessado em outras pessoas ou atividades do que o habitual	Bem-humorado	Humor muito positivo

ANEXO 2

Escala de Percepção Subjetiva de Recuperação (PSR)

Como você se sente neste momento em relação à sua recuperação?	
10	Muito Bem Recuperado / Com Grande Energia
9	
8	Bem Recuperado / Com energia
7	
6	Moderadamente Recuperado
5	Adequadamente Recuperado
4	Um pouco recuperado
3	
2	Não recuperado / um pouco cansado
1	
0	Recuperação extremamente baixa / Extremamente Cansado

ANEXO 3

Escala de Percepção de esforço da sessão (PSE)

Qual seu nível de esforço da sessão de treino?	
10	Máximo
9	
8	Muito Intenso
7	
6	
5	Intenso
4	Um Pouco Intenso
3	Moderado
2	Leve
1	Muito, Muito Leve
0	Descanso

APENDICE

APENDICE 1

UNIVERSIDADE FEDERAL DA PARAÍBA

PROGRAMA ASSOCIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM EDUCAÇÃO FÍSICA UPE/UFPB

LABORATÓRIO DE ESTUDOS DO TREINAMENTO FÍSICO APLICADO AO DESEMPENHO E

À SAÚDE - LETFADS

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Prezado(a) Senhor(a),

Essa pesquisa é sobre a **“Validação e sensibilidade de ferramentas integradas em plataforma web para monitoração do estado fisiológico de atletas”** e está sendo desenvolvida por Reabias de Andrade Pereira, aluno do curso de Doutorado do Programa Associado de Pós-Graduação em Educação Física UPE/UFPB, sob a orientação do Prof. Dr. Alexandre Sérgio Silva.

O objetivo desta pesquisa é desenvolver e validar um hardware e software que realiza teste de variabilidade da frequência cardíaca e a percepção subjetiva recuperação, esforço e de bem-estar, e ao mesmo tempo, testar a sensibilidade dessas variáveis para o desgaste fisiológico no acompanhamento crônico das cargas de treinamento durante um mesociclo composto por um microciclo ordinal, dois microciclos de choque e um microciclo regenerativo em atletas.

A finalidade deste trabalho é a disponibilização de um software que funciona como uma plataforma web como uma ferramenta mais prática e de menor custo para a monitoração das cargas de treinamento de atletas. Nela estará integrado o registro da variabilidade da frequência cardíaca, a mensuração da altura do salto vertical, além dos testes de percepção subjetiva de recuperação, esforço e bem-estar. Ao participar do estudo você receberá gratuitamente a monitoração do seu treinamento durante a participação do estudo, exames bioquímicos gratuitos (desgaste muscular), exame de Eletrocardiograma e avaliação física (composição corporal e testes de força e velocidade).

O estudo será realizado em duas etapas: inicialmente será realizado a validação do hardware e aplicativo. Para isso, será realizado o registro dos intervalos RR com um aparelho de eletrocardiograma (ECG) de três eletrodos e com a plataforma web. Para isso, você ficará 5 minutos em repouso, após isso, será realizado dois registros de cinco minutos, sendo 5 minutos deitado.

Na segunda fase do estudo, você realizará um mesociclo de treinamento com duração de 4 semanas, onde será uma semana de treinamento ordinal (o treinamento que você já vem realizando), duas semanas de choque (aumento das cargas de treino) e uma semana de treinamento regenerativo (redução das cargas de treino). Cada semana de treinamento consistirá em 5 sessões de treinamento. Serão realizadas avaliações antes do primeiro e do último treino da semana. Você deverá ficar 48 horas sem realizar treinamento entre as semanas de treinamento. Nessas avaliações você responderá os questionários de como está se sentindo recuperado naquele momento (questionário de recuperação), do esforço de cada treinamento (questionário de esforço) e de como está se sentindo (Questionário de bem-

estar). Após isso, haverá o registro da variabilidade da frequência cardíaca e da altura dos saltos. Além disso, haverá uma coleta sanguínea para verificar as respostas fisiológicas ao treinamento. O sangue retirado será de 3 ml em cada momento (o tamanho de uma seringa normal, tal como é feito em laboratórios convencionais da cidade). Você ainda fará avaliação física através do peso corporal e percentual de gordura (medido com uma balança e com DXA).

Informamos que estes procedimentos poderão trazer riscos ou desconfortos como: na coleta sanguínea existe o risco de serem formados pequenos edemas na região do antebraço onde a agulha será inserida. Para minimizar esse risco as coletas serão feitas sempre por enfermeiras treinadas com suporte adequado, como por exemplo, gelo para aplicar na região e minimizar esses impactos. Os procedimentos poderão causar desconforto físico durante os testes físico de saltos e sprints, no entanto, não será nada além da exposição de desconforto nos treinamentos diários e competições que já estão habituados.

Solicitamos sua colaboração para participação dos procedimentos necessários para a pesquisa como também sua autorização para apresentar os resultados deste estudo em eventos da área de saúde e publicar em revista científica. Garantimos o sigilo absoluto e confidencialidade dos seus dados pessoais e proteção à sua imagem durante todas as fases da pesquisa, conforme mandam os princípios éticos regidos nas pesquisas com seres humanos oriundos das normativas éticas homologadas pelo Conselho Nacional de Saúde/Ministério da Saúde do Brasil (CNS/MS). Você receberá todos os resultados de exames e procedimentos que forem realizados no estudo.

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.

“Eu, _____ CPF _____, responsável legal pelo menor _____ CPF _____, declaro ter sido informado (a) e concordo com a participação do (a) meu (minha) filho (a) como participante da pesquisa.

Assinatura do Participante

Assinatura do responsável

Reabias de Andrade Pereira

Assinatura do pesquisador

Caso necessite de maiores informações sobre o presente estudo, favor ligar para o (a) pesquisador
Contato do Pesquisador Responsável: Reabias de Andrade Pereira

☎ (83) 99928-1986 – E-mail: 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 – E-mail: eticaccsufpb@hotmail.com