UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE DE
RIBEIRÃO PRETO

VITOR SIQUEIRA SERRANO

Treinamento resistido: Efeito do modelo de treino na dinâmica de recuperação das variáveis autonômicas e neuromusculares

RIBEIRÃO PRETO
2020

VITOR SIQUEIRA SERRANO

Treinamento resistido: Efeito do modelo de treino na dinâmica de recuperação das variáveis autonômicas e neuromusculares

Versão Corrigida

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Educação Física e Esporte da Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para obter o título de Mestre em Ciências.

Linha de Pesquisa: Aspectos biodinâmicos da atividade física e do esporte

Orientador: Ricardo Augusto Barbieri

Ribeirão Preto
2020

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Serrano, Vitor Siqueira
Treinamento resistido: Efeito do modelo de treino na dinâmica de recuperação das variáveis autonômicas e neuromueculares. Ribeirão Preto, 2020.
51 p. : il. ; 30 cm

Dissertação de Mestrado, apresentada à Escola de Educação Física e Esportes de Ribeirão Preto/USP. Área de concentração: Aspectos biodinâmicos da atividade física e do esporte.
Orientador: Barbieri, Ricardo.

1. Treinamento Resistido. 2. Fadiga Neuromuscular. 3. Modulação Autonômica Cardíaca. 4. Recuperação.

Nome: SERRANO, Vitor Siqueira

Título: Treinamento resistido: Efeito do modelo de treino na dinâmica de recuperação das variáveis autonômicas e neuromusculares

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Educação Física e Esporte da Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para obter o título de Mestre em Ciências.

Aprovado em:

Banca Examinadora

Prof. Dr.

_____

Instituição:

_____

Julgamento:

_____

Prof. Dr.

_____

Instituição:

_____

Julgamento:

_____

Prof.Dr.

_____

Instituição:

_____

Julgamento:

_____

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador Profº Drº Ricardo Augusto Barbieri, por toda sua ajuda, incentivo e paciência, por me guiar até aqui e por acreditar no meu potencial.

Ao Profº Drº Marcelo Papoti por todo suporte e contribuição oferecidos para a realização deste trabalho.

A todos os participantes que colaboraram com esta pesquisa livremente, por compartilharem um pouco de seu tempo e possibilitarem a realização deste trabalho.

Aos meus colegas do GECIFEX, por compartilharem generosamente seus aprendizados comigo e por estarem sempre dispostos a colaborar.

Ao Profº Drº Enrico Fuini Puggina e ao Profº Drº Marcelo Porto, que compuseram a banca do Exame de Qualificação de Mestrado, pela disponibilidade, pela leitura atenta, pelas sugestões e pelo interesse em contribuir com o meu desenvolvimento.

Aos meus pais, Antônio e Juliana, ao meu irmão Vinicius e à minha irmã Valentina, por sempre estarem ao meu lado, incentivando meu crescimento, me apoiando na realização dos meus sonhos, cuidando de mim e sendo exemplos de honestidade e amor.

A minha namorada Mariana por ser minha companheira de todas as horas, por todo apoio, ajuda, paciência e carinho que tem comigo, especialmente nos momentos difíceis.

Ao meu colega de mestrado Leonardo pela ajuda e troca de experiências, importantes para a realização deste trabalho.

RESUMO

SERRANO, V. S. **Treinamento resistido: Efeito do modelo de treino na dinâmica de recuperação das variáveis autonômicas e neuromusculares.** 2020. 51 f. Dissertação (Mestrado) – Escola de Educação Física e Esportes de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2020.

A relação entre volume, intensidade e periodicidade do treino tem sido relatada na literatura, porém, ainda é pouco conhecido a dinâmica de recuperação dos parâmetros autonômicos e neuromusculares entre sessões completas distintas de treinamento resistido. Sendo assim, o objetivo do presente trabalho foi investigar a dinâmica de recuperação de variáveis autonômicas e neuromusculares após diferentes sessões agudas de treinamento resistido. 12 indivíduos do sexo masculino realizaram, um período de adaptação de 4 semanas, seguidas de duas sessões agudas de modelos distintos (MTA e MTB) de treinamento resistido. MTA contou com maior volume e menor intensidade, já MTB contou com menor volume e maior intensidade. Avaliações neuromusculares (*twitch interpolation*), autonômicas (VFC) e de potência de membros inferiores (SJ e CMJ) foram realizadas nos momentos pré, pós, 6 horas, 24 horas e 48 horas. A carga externa de treino, definida pela multiplicação da quantidade de repetições pelo peso em quilogramas, apresentou um comportamento progressivo ao longo das semanas da adpatação, sendo que, essa variável evidenciou valores significantemente superiores em MTA comparado a MTB nas sessões agudas de avaliação ($p<0,005$). A queda do pico de força (PF) após a sessão foi superior em MTA em relação a MTB. SJ e CMJ recuperaram a altura inicial 6 horas após MTA, e levaram 24 horas para recuperar em MTB. Para os dados de VFC, foi observado que SDNN, RMSSD, HF recuperaram o valor inicial 6 horas após MTA e não apresentaram queda no momento pós para MTB, porém em MTB apresentaram pico em 6 horas. No geral, o MTA apresentou maiores comprometimentos nas variáveis analisadas, além de demandarem um maior tempo de recuperação necessário até que os valores reestabelecessem aos níveis basais.

Palavras-chave: Treinamento Resistido, Fadiga Neuromuscular, Modulação Autonômica Cardíaca, Recuperação.

ABSTRACT

SERRANO, V. S. **Resistance training: Effect of training model on time course of autonomic and neuromuscular variables.** 2020. 51f. Dissertação (Mestrado) – Escola de Educação Física e Esportes de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2020.

The relationship between training volume, intensity and periodicity has been well reported in the literature, however, the dynamics of recovery of autonomic and neuromuscular parameters between different complete resistance training sessions are still unknown. Thus, the aim of the present study was to investigate the time-course of autonomic and neuromuscular variables after different acute resistance training sessions. Twelve male subjects performed, an adaptation period of 4 weeks, followed by two acute sessions of different models (TMA and TMB) in resistance training. TMA had greater volume and less intensity, whereas TMB had less volume and greater intensity. Neuromuscular (twitch interpolation), autonomic (HRV) and lower limb power (SJ and CMJ) assessments were performed at pre, post, 6 hours, 24 hours and 48 hours. The training load showed a progressive behavior over the weeks of adaptation, the TMA training load in the acute assessment sessions was significantly higher than TMB ($p < 0.005$). The drop in peak strength after the session was higher in TMA compared to TMB. SJ and CMJ recovered their initial height 6 hours after TMA, and it took 24 hours to recover in TMB. SDNN, RMSSD, HF recovered the initial value 6 hours after TMA and did not show a drop in the post at TMB, however in TMB they peaked in 6 hours. In general, the TMA showed greater impairments in the analyzed variables, in addition, requiring a longer recovery time necessary until the values were restored to baseline levels.

Keywords: Resistance Training, Neuromuscular Fatigue, Autonomic Modulation, Time-course.

LISTA DE SIGLAS

AV	Ativação Voluntária
CE	Carga externa
CI	Carga interna
CMJ	*Countermovement jump*
CO2	Gás carbônico
CVM	Contração Voluntária Máxima
DF	Domínio da frequência
DT	Domínio do tempo
FC	Frequência cardíaca
HF	Componente de alta frequência
iNN	Variação na série temporal de intervalos RR de origem sinusal
iRR	Intervalo RR
LF	Componente de baixa frequência
MS	Milissegundos
MTA	Modelo de treino A
MTB	Modelo de treino B
PH	Potencial hidrogeniônico
Pi	Fosfato inorgânico
pNN50	Porcentagem dos iNN sucessivos cuja diferença é maior do que 50 ms
PSE	Percepção subjetiva de esforço
RM	Resistência máxima
RMSSD	Raiz quadrada média da diferença entre os iNN sucessivos
SDNN	Desvio padrão dos iNN
SJ	*Squat jump*
SNA	Sistema nervoso autônomo
TCLE	Termo de consentimento livre esclarecido
VFC	Variabilidade da frequência cardíaca
VLF	Componente de muito baixa frequência

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO 8
REVISÃO DE LITERATURA.....10
TREINAMENTO RESISTIDO.....11
RESPOSTA NEUROMUSCULAR.....13
MODULAÇÃO AUTONÔMICA CARDÍACA.....18
OBJETIVO.....23
MATERIAIS E MÉTODOS.....23
PARTICIPANTES.....24
PROGRAMA DE TREINO.....24
DELINEAMENTO EXPERIMENTAL.....24
CARGA INTERNA E CARGA EXTERNA..... 26
AVALIAÇÃO NEUROMUSCULAR.....26
POTÊNCIA DE MEMBROS INFERIORES.....27
MODULAÇÃO AUTONÔMICA CARDÍACA.....28
ANÁLISE DOS RESULTADOS.....28
RESULTADOS.....29
CARGA DE TREINO.....29
AVALIAÇÕES NEUROMUSCULARES.....30
POTÊNCIA DE MEMBROS INFERIORES.....32
MODULAÇÃO AUTONÔMICA CARDÍACA.....33
DISCUSSÃO.....37
APLICAÇÕES PRÁTICAS.......42
CONSIDERAÇÕES FINAIS.....43
REFERÊNCIAS.....44

INTRODUÇÃO

O treinamento resistido tem ganhado muita popularidade, principalmente, por seu papel no aprimoramento do desempenho atlético, contribuindo para o aumento de força muscular, potência, velocidade, hipertrofia, desempenho motor, equilíbrio e coordenação (KRAEMER; RATAMESS, 2000). Historicamente, o treinamento resistido destinava-se a um público seleto de indivíduos, como atletas de alto desempenho de diferentes modalidades esportivas e fisiculturistas. Porém, os benefíciois proporcionados pelo treinamento resistido tornaram-o mundialmente popular e recomendado por grandes organizações, como o *American College of Sports Medicine* e a *American Heart Association,* para diversas populações: adolescentes, adultos saudáveis, idosos e pessoas com problemas clínicos; e para diversos objetivos como melhora das capacidades físicas, promoção da saúde e/ou estética (REIS et al., 2011).

No entanto, cumpre frisar que o sucesso advindo do treinamento resistido, ou seja, sua aplicação para pessoas com diferentes condicionamentos físicos e idades, depende diretamente das características do programa de treinamento a ser realizado. Diversos fatores como instruções corretas (a respeito de técnicas de execução dos exercícios, respiração e uso de equipamentos), bem como, a adequação entre objetivos e a prescrição do programa (organização dos exercícios escolhidos, ordem a serem executados, intensidade, volume, velocidade de repetição, intervalo entre as séries e frequência de treino) é crucial para que o treinamento apresente bons resultados (MAZZETTI et al., 2000; RATAMESS, 2009). Além desses fatores, a quantidade de sessões desempenhadas em um período de tempo, afetar substancialmente as adaptações ao treinamento resistido proposto (BASSEY et al., 1992; SEILER, HAUGEN; KUFFEL, 2007). Sabe-se, por exemplo, que sessões com altas intensidades exigem um tempo maior de recuperação, antes que seja realizado um estímulo subsequente similar, o que impacta diretamente no número de treinos a serem realizados durante um determinado período (BASSEY et al., 1992; SEILER, HAUGEN; KUFFEL, 2007).

Este maior tempo de recuperação pode ser explicado pela fadiga muscular provocada pelo exercício, que pode ser definida como a diminuição da capacidade de geração de força máxima, que ocorre não apenas em razão de fatores periféricos, mas também pela insuficiência do sistema nervoso central em conservar o *drive* motor (GANDEVIA, 2001). Diversas variáveis, mensuradas através de uma série de testes, possibilitam identificar esta incapacidade (ou o instante da falha) de sustentação da intensidade de esforço proposto, como, por exemplo, a velocidade do ciclo alongamento-encurtamento, as contrações voluntárias máximas e a potência produzida (GANDEVIA, 2001).

Em situações de exercício, a viabilidade de conservação da força aplicada inicialmente é multifatorial e se relaciona à possibilidade de conservação da homeostase do músculo ativo e, principalmente, da habilidade de fornecimento dos estímulos neurais, pelos motoneurônios, na fenda neuromuscular (fadiga periférica) (GANDEVIA, 2001). Associado a isso, também pode ocorre a insuficiência do *drive* motor em conservar espontaneamente o nível ótimo do número de disparos dos estímulos neurais (fadiga central) que aparece em nível cortical (córtex motor – fadiga supraespinhal) e também em nível espinhal, resultando em falha na realização do esforço (GANDEVIA, 2001).

Além de dados associados à fadiga muscular, outras variáveis que podem oferecer informações importantes ao planejamento de um programa de treino, considerando o tempo de recuperação, são aquelas relacionadas à frequência cardíaca (FC). O ser humano está constantemente exposto a diversos estímulos ambientais e fisiológicos como sono, fome, frio, exercício físico, alterações metabólicas, respiração, entre outros. Esses múltiplos estímulos provocam irregularidades nos batimentos cardíacos (o coração reage de maneira diferente a cada estímulo), portanto, tais alterações na frequência cardíaca, denominadas na literatura como variabilidade da frequência cardíaca (VFC), são completamente normais e previstas (ACHARYA et al., 2006; AUBERT; SEPS; BECKERS, 2003; SANTOS et al., 2003).

O controle neural (que atua para liberar hormônios em resposta a estímulos externos e internos) tem uma forte ligação com a frequência cardíaca e a atividade reflexa barorreceptora (AUBERT; SEPS; BECKERS, 2003). As relações entre estímulos e inibições advindas de informações aferentes podem provocar uma modificação na FC devido às respostas das vias parassimpática e simpática. A relação entre essas duas vias e a FC ocorre da seguinte forma: quando a atividade simpática aumenta e a parassimpática diminui, tem-se um aumento na FC, isso evidencia uma inibição vagal, por outro lado, quando há uma elevação da atividade vagal, há consequentemente uma diminuição da FC e aumento da atividade parassimpática (ACHARYA ET AL., 2006; AUBERT; SEPS; BECKERS, 2003).

Sabe-se que o periodo pós-treino é caracterizado por três fases: a fadiga, a recuperação e a adaptação. Do ponto de vista fisiológico, todo estímulo a um movimento causa um consumo de substratos, esse consumo, contudo, traz prontamente em sí o estímulo a uma nova reposição, sendo que, além da reposição dos substratos gastos decorrentes do último estímulo, é gerada uma supercompensação, ou seja, a reposição ocorre em uma proporção maior do que a condição anterior (ZATSIORSKY, 1995; BOMPA; HAFF, 2009). Sendo assim, para que se evidencie uma adaptação positiva ao treinamento, um novo estímulo deve ser aplicado exatamente nessa fase de supercompensação. Se o tempo de recuperação for

muito longo, não haverá efeito de treinamento, por outro, se a recuperação for em um período muito curto, o efeito será negativo e o desempenho do indivíduo decairá ao longo do tempo (BOMPA; HAFF, 2009).

Um planejamento otimizado do treinamento periodizado deve considerar o estabelecimento de cargas adequadas para cada momento da temporada, pois, a manipulação das variáveis do treino é essencial para permitir o alcance de um melhor desempenho e prevenir algum potencial de supertreinamento (BOSQUET; GAMELIN; BERTHOIN, 2007). Assim, o conhecimento da dinâmica de recuperação do músculo após estímulos agudos é muito importante, uma vez que esta dinâmica poderá sofrer influências de fatores como sexo, nível de treinamento do indivíduo e tipo de exercício a ser realizado (RATAMESS, 2009). Diversos estudos demostram o tempo de recuperação que a musculatura exige após um estímulo para voltar aos seus valores iniciais de força, porém apresentam análises de exercícios isolados e raramente investigam a dinâmica de recuperação de uma sessão completa de treinamento resistido. Além disso, a literatura carece de estudos que comparem as recuperações específicas de diferentes modelos de treino resistido.

REVISÃO DE LITERATURA

A fim de identificar as produções científicas sobre treinamento resistido e dinâmica de recuperação, bem como, mapear os conhecimentos estabelecidos sobre a temática, foi realizada uma revisão de literatura. Ao longo do desenvolvimento desta revisão (2017 - 2020), foi realizada uma busca sistematizada na base de dados *Pubmed* combinando os descritores (("resistance training") OR ("resistance exercise") OR ("endurance") OR ("aerobic")) AND (("neuromuscular fatigue") OR ("twitch interpolation") OR ("autonomic modulation") OR ("heart rate variability")) AND ("recovery") AND (("acute") OR ("single")). Com a última atualização desta busca, que ocorreu em janeiro de 2020, ao total, foram encontrados 72 artigos. Desses, alguns foram selecionados considerando sua pertinência e proximidade com a temática, sendo excluídos trabalhos com: esportes coletivos, hipertensos, idosos, diabéticos, crianças, avaliações com fibrose, hipóxia, flexibilidade, fibromialgia, pacientes com disfunção autonômica e análise de serotonina. Esta triagem resultou em 49 artigos relacionados ao objetivo da revisão. Os artigos, tratando da dinâmica de recuperação, foram descritos em três tópicos de acordo com a temática predominante: Treinamento Resistido (14 artigos), Resposta Neuromuscular (17 artigos) e Modulação Autonômica Cardíaca (18 artigos). Também foram realizadas buscas nas referências dos artigos selecionados e, quando pertinentes, novos estudos foram incorporados ao levantamento.

Treinamento Resistido

Atualmente, o treinamento resistido destina-se a um grande número de pessoas com diferentes características, como atletas, pacientes em reabilitação e praticantes de academia. De um modo geral, o público tem em comum o objetivo de melhora da performance neuromuscular através da prática (RATAMESS, 2009). As características treináveis com esta modalidade de treinamento incluem força muscular, potência, hipertrofia e resistência muscular localizada.

Consequentemente, várias medidas de desempenho motor podem ser melhoradas por meio do treinamento resistido, como velocidade, agilidade, equilíbrio, coordenação, potência, flexibilidade, dentre outras (RATAMESS, 2009). Além disso, quando incorporado em um programa de treinamento qualificado, o treinamento resistido pode estar associado a inúmeros benefícios para o praticante, como melhora da função cardiovascular, redução dos fatores de risco associados à doenças coronarianas, prevenção de osteoporose, perda e manutenção de peso corporal, melhora na estabilidade e preservação da capacidade funcional, e bem estar psicológico (RATAMESS, 2009).

De acordo com Ford et al. (2011), Lloyd et al. (2015) e Faigenbaum et al. (2016), a capacidade muscular deve ser promovida em todos os estágios da periodização dos atletas, para garantir a aquisição de habilidades motoras, para aumentar o desempenho motor, aumentar os índices de saúde e bem-estar e diminuir os riscos de lesões. Desse modo, atletas jovens podem se beneficiar de três formas quando implementam treinamento resistido em sua rotina de treino regular. Primeiro, por melhoras na sua carreira e desenvolvimento atlético, segundo por lhes ajudar a tolerarem as altas demandas de treino necessárias para competições, e terceiro por induzirem a efeitos de longo prazo na promoção da saúde que são consistentes ao longo do tempo e levados até idades mais avançadas (LLOYD et al., 2015; FAIGENBAUM et al., 2016).

Dentre os objetivos da prática do treinamento resistido, tem-se o treino que visa a hipertrofia, que se caracteriza pela utilização de volumes e intensidades moderados em sua aplicação (67–75% de 1 RM, 6–15 repetições) (LATELLA et al., 2017). Em atletas, esse tipo de treino é comumente empregado durante as primeiras fases da periodização do programa de treino do indivíduo, com o intuito de aumentar a massa muscular (BOMPA; HAFF, 2009; HAFF; TRIPLETT, 2015). As adaptações crônicas decorrentes do treinamento de hipertrofia têm sido estudadas amplamente, principalmente, em indivíduos destreinados. Durante as primeiras semanas de prática, as adaptações neurais são predominantes (MORITANI, 1979;

RATAMESS, 2009). Inicialmente, aparecem relevantes mudanças na qualidade e na síntese de proteínas, já a hipertrofia muscular em si, se torna muito mais evidente à partir da sexta semana de treino (RATAMESS, 2009). Nesse momento, parece haver uma interação entre adaptações neurais e hipertrofia na expressão de força, consequentemente uma menor quantia de massa muscular é recrutada durante o treino, considerando uma mesma carga de trabalho exigida (PLOUTZ et al., 1994). Esses achados indicam que uma sobrecarga progressiva é necessária para que haja um maior recrutamento de fibras musculares, e assim, uma hipertrofia muscular, além de evidenciarem que alterações no programa de treino buscando tanto fatores neurais quanto hipertróficos podem maximizar os ganhos do praticante.

Existe também o treinamento de força, o qual é caracterizado por um volume mais baixo, apresentando menos quantidade de repetições e intensidade mais elevada (≥80% de 1 RM, 1–6 repetições). Nessa modalidade de treinamento, o intuito principal é aumentar a força máxima do indivíduo (RATAMESS, 2009), sendo normalmente praticado por atletas, após o período de hipertrofia ou quando são requeridas maiores adaptações de força específica (BOMPA; HAFF, 2009). A produção de força é uma habilidade necessária em todo tipo de movimento. A área de secção transversa de uma fibra muscular tem uma correlação positiva com a máxima força muscular produzida (RATAMESS, 2009). As adaptações advindas do treinamento resistido permitem uma maior produção de força por meio de uma série de mecanismos neuromusculares. A força muscular tem um aumento significativo já na primeira semana de treino, e o aprimoramento da força a longo prazo se manifesta através de uma função neural mais aprimorada (por exemplo, maior recrutamento muscular e maior taxa de disparos), mudanças na arquitetura muscular, e aumento de metabólitos como H+ (RATAMESS, 2009).

Há ainda o treinamento resistido visando uma melhora na resistência muscular. Estudos sobre esse tipo de treino são escassos na literatura, quando comparado aos estudos de hipertrofia e força. Ele se caracteriza por apresentar um volume de repetições mais alto, ou seja, o músculo deve ser submetido a um elevado tempo sob tensão, e intensidade mais baixa (<60% de 1 RM, >15 repetições), além do tempo de descanso entre as séries ser minimizado (STONE; COULTER, 1994). Cumpre frisar que se verifica uma relação entre aumento de força e aumento de resistência muscular localizada, de modo que, o treinamento de força pode aumentar a resistência até certo ponto. Porém treinamentos específicos geram melhores adaptações (STONE; COULTER, 1994).

Tratando-se de treinamentos visando uma melhora no ganho de potência muscular, sabe-se que podem ser realizados com diferentes tipos de cargas, porém a velocidade de

execução do movimento deve ser alta (RATAMESS, 2009). Movimentos realizados no dia a dia, no trabalho e, especialmente, nos esportes, exigem também, em alguns momentos, uma grande produção de potência. Movimentos mais potentes ocorrem quando a mesma quantidade de trabalho é realizada em um menor tempo, ou quando uma quantidade de trabalho maior é realizada em um mesmo tempo (RATAMESS, 2009). A potência muscular é justamente um produto escalar que leva em consideração produção de força e velocidade (RATAMESS, 2009). Alguns estudos indicam que melhores adaptações à partir de treinamento de potência aparecem com estímulos realizados em máxima velocidade com intensidades que variam entre 40 e 60% 1RM e desempenho de 1 a 6 repetições máximas (PETERSON; RHEA; ALVAR, 2004).

Esta manipulação das variáveis do treinamento promove diferenças no tipo de estresse que o treino pode gerar, sendo na maioria das vezes diferenciado em estresse mecânico ou metabólico (RATAMESS, 2009). À medida que a intensidade do treinamento resistido aumenta (caracterizado por uma diminuição na quantidade de repetições máximas e aumento no tempo de descanso entre séries), o que leva um aumento na ativação de fibras musculares rápidas, uma maior ênfase é direcionada para o estresse mecânico (MANGINE et al., 2015). Por outro lado, treinamentos realizados com um maior volume (que normalmente é caracterizado pelo aumento na quantidade de repetições e diminuição do intervalo entre as séries), levam a um aumento no estresse metabólico (RATAMESS, 2009). A combinação de estrese mecânico e metabólico tem mostrado um aumento no potencial de dano muscular, e isso parece ser um potente estímulo para a indução da hipertrofia e força muscular (TOIGO; BOUTELLIER, 2006).

Granacher et al. (2016), comprovou que o treinamento resistido para adultos jovens é eficiente em promover melhoras em diversos fatores, tais como desempenho atlético, força, potência e resistência muscular. Além do mais, o treinamento resistido tem influência direta na melhora do desempenho aeróbio, já que a força muscular é o fator primordial da capacidade física muscular. Logo, índices elevados de força muscular implicam de maneira concomitante a ganhos na potência muscular e desempenho aeróbio (Schmidtbleicher, 2004). Em vista disso, é de suma importância que as diferentes formas de manifestação do esporte e do exercício físico contenham treinamento resistido em seu programa de treino.

Resposta Neuromuscular

Uma das principais perguntas a respeito do comportamento fisiológico da musculatura humana é sobre como o cérebro consegue mobilizar os músculos para a realização de uma

contração voluntária máxima (GANDEVIA, 2001). Há comprovações de que situações voluntárias de uso da força máxima representam, de fato, situações submáximas de esforço, isto é, a verdadeira capacidade de geração de força não é alcançada, o que se deve a uma "reserva" teórica presente e utilizada apenas em situações especiais (GANDEVIA, 2001). Sabe-se que a fadiga muscular e consequentemente o decaimento na performance se difere de acordo com o tipo de contração envolvida, grupos musculares utilizados e a duração e intensidade do exercício (BIGLAND-RITCHIE; FURBUSH; WOODS, 1986). A partir dessas variáveis, a perda de força pela fadiga pode ser oriunda desde a insuficiência no cortex motor até os elementos contráteis (BIGLAND-RITCHIE; FURBUSH; WOODS, 1986).

A redução da capacidade de contração voluntária máxima (CVM) é denominada fadiga muscular (GANDEVIA, 2001). Decaimentos da CVM após o exercício são normalmente atribuídas à fadiga neuromuscular, que pode estar associada tanto à diminuição da função contrátil do músculo (fadiga periférica), quanto à capacidade do sistema nervoso central em enviar estímulos para a ativação muscular (fadiga central) (GANDEVIA, 2001) . Os fatores periféricos para a fadiga muscular podem ser avaliados medindo respostas involuntárias a partir de uma estimulação elétrica em repouso. Por outro lado, os contribuintes centrais da fadiga muscular podem ser examinados através de respostas evocadas a partir de uma estimulação elétrica ou magnética durante contrações voluntárias, permitindo uma melhor observação dos determinantes neuromusculares da fadiga muscular (BROWNSTEIN et al., 2017).

Um dos meios requeridos a respeito da análise da possibilidade de ativação voluntária é o método *Twitch Interpolation*, tal método foi primeiramente introduzido por Merton (1954) para medir a ativação voluntária. Essa técnica se baseia na força de contração, adicionado por um estímulo elétrico supramáximo no nervo motor durante uma contração voluntária, ou seja, a contração sobreposta produzida a partir de um estímulo interpolado. Ela fornece uma maneira de quantificar o quanto de uma determinada força de um músculo não está relacionada com uma unidade voluntária e, portanto, qual a força extra disponível para ser conduzida pelo cérebro em um esforço voluntário. Para isso, ela compara a máxima força de contração produzida pela estimulação supramáxima do nervo em repouso (Twitch control - TC) com a produzida pelo mesmo estímulo interpolada durante uma contração voluntária estática (Twitch superimposed - TS); quanto menor for a contração interpolada menor será a força extra disponível a partir do músculo, e por conseguinte, maior será o nível de ativação voluntária do músculo (GANDEVIA, 2001).

A ativação voluntária está diretamente relacionada ao tamanho da contração interpolada. As observações originais realizadas por Merton (1954) utilizando estimulação do adutor do polegar e do nervo ulnar foram também vistas mais tarde por (BELANGER; MCCOMAS, 1981), utilizando os flexores plantar e dorsiflexores do tornozelo. Posteriormente, a técnica se tornou amplamente utilizada. Sua confiabilidade foi estabelecida (ALLEN; GANDEVIA; MCKENZIE, 1995; BEHM; ST-PIERRE; PEREZ, 1996) e um modelo realista forneceu fundamentos teóricos para a sua operação no adutor do polegar (HERBERT; GANDEVIA, 1999), o músculo originalmente testado por Merton (1954).

Devido a sua funcionalidade e importância na locomoção, a musculatura do quadríceps femoral é amplamente estudada e avaliada (GIROUX et al., 2018). Para avaliação da fadiga desse grupamento muscular, a técnica de *twitch interpolation* é a mais comumente utilizada. O estímulo elétrico produzido pode gerar um certo desconforto para o participante, e o método exige técnica apurada na hora da aplicação do teste, especialmente no momento de localização do ponto certo do nervo femoral para a colocação do eletrodo e na determinação precisa da magnitude do estímulo a ser utilizado no momento do teste (WELLAUER et al., 2015). Sendo esse um método constantemente utilizado por pesquisadores da área que realizam os procedimentos com segurança em diversas modalidades esportivas (GANDEVIA, 2001).

Foram encontrados alguns estudos que analisaram respostas da fadiga neuromusculares após sessões agudas de treinamento resistido ou aeróbio. Dentre eles poucos verificaram a dinâmica de recuperação de variáveis no período de recuperação para se entender melhor o tempo que tais variáveis demandam para serem restituídas, e assim o indivíduo estar totalmente recuperado e apto a desempenhar um estímulo de treino novamente sem que esse lhe cause danos relacionados ao supertreinamento. Mesmo assim quando verificada, a dinâmica de recuperação, foi na maioria das vezes após exercícios isolados de treinamento resistido e raramente após uma sessão típica de treino completa.

Dois estudos similares (TAIPALE; HÄKKINEN, 2013; TAIPALE et al., 2014 associaram treinamento resistido com treinamento aeróbio, e analisaram o efeito da ordem de execução desses estímulos na sessão para homens e mulheres treinadas. A sessão de treinamento resistido dos dois estudos eram iguais e contava com quatro exercícios em regime de força ou de potência com cargas variáveis e foi desempenhada tanto antes de uma sessão de treinamento aeróbio (SE) quanto após a sessão de treinamento aeróbio (ES) que correspondia a 60 minutos na intensidade de limiar anaeróbio. Os autores realizaram testes antes das sessões, após 24 horas e após 48 horas. Para o teste de salto contra movimento, foi

encontrado que ES voltou aos índices de linha de base após 48 horas do término da sessão, já SE não atingiu valores de linha de base mesmo após 48 horas (TAIPALE; HÄKKINEN, 2013 2013). Por outro lado, quando analisada uma contração voluntária máxima (CVM), o grupo SE teve recuperação total da força após 48 horas, já ES teve recuperação completa para as mulheres, porém não para os homens do grupo mesmo após 48 horas do término da sessão (TAIPALE et al., 2014).

Latella et al. (2017), realizaram um estudo com o objetivo de comparar as respostas agudas advindas após a realização do exercício cadeira extensora com características de força (5 séries de 3 RM e 3 minutos de intervalo entre as séries) e hipertrofia (3 séries de 12 RM com 1 minuto de intervalo entre as séries) ao longo de um período de 72 horas do término das sessões. Para isso analisaram a CVM isométrica de extensão de joelho de homens e mulheres. Nesse estudo, mesmo com a utilização de treinos com cargas diferentes, foram encontradas recuperações semelhantes para o estímulo de força quando comparado ao estímulo hipertrófico, para ambos, o comportamento da CVM não apresentou diferenças signifativas no período acompanhado. Para o exercício de hipertrofia os valores de CVM retornaram ao normal 2 horas após o estímulo, já para o exercício de força os valores de CVM retornaram ao normal 6 horas após a execução do estímulo.

Pode-se encontrar ainda mais dois estudos que analisaram a dinâmica de recuperação de variáveis de fadiga neuromuscular após sessões agudas de treinamento resistido. (PAREJA-BLANCO et al., 2017), comparou a recuperação neuromuscular após exercício desempenhado até a falha concêntrica da musculatura (3 séries de 12 RM) com exercício desempenhado antes de se atingir o momento de falha (3 séries de 6 repetições com a mesma carga do grupo que realizou até a falha). Foi encontrado que o desempenho no salto contra movimento retornou aos valores iniciais 6 horas após o exercício que não foi executado até a falha da musculatura, já o grupo que realizou o exercício até a falha precisou de 48 horas para reestabelecer os índices iniciais de salto contra movimento. Ahtiainen et al., (2005), compararam a recuperação de índices de CVM entre atletas de força e indivíduos treinados, porém não atletas, após execução de 4 séries de 12 repetições máximas no agachamento. No estudo não foi encontrada diferença entre o tempo de recuperação de atletas e não atletas, e para ambos, os índices de CVM após 48 horas estavam recuperados cerca de 95% dos valores iniciais.

Em exercícios resistidos desenvolvidos em alta velocidade, o declínio da força é mais acentuado do que para exercícios desempenhados em menor velocidade, podendo resultar fadiga aguda, de origem central e periférica (IDE et al., 2011). Além disso, a atividade elétrica

reduzida nos músculos acompanhados por uma acumulação de lactato no sangue conduz a uma diminuição marcante na força pós estímulo (LINNAMO; HÄKKINEN; KOMI, 1997). Por outro lado, exercícios resistidos de potência (desempenhados em alta velocidade), especialmente em homens, parece conduzir, sobretudo a fadiga central com menor envolvimento de fadiga periférica (IDE et al, 2011).

Ainda, exercícios resistidos com alta carga e grande quantidade de séries executadas por mulheres atletas podem resultar em fadiga aguda notável no sistema neuromuscular observáveis não só nas características contráteis dos músculos exercitados como diminuição da produção de força, mas também pela diminuição da ativação neural voluntária dos músculos exercitados (HÄKKINEN, 1994). Além disso, nos homens a fadiga neuromuscular pode ser maior e sua dinâmica de recuperação mais lenta do que no sexo feminino (HÄKKINEN, 1994). Hakkinen (1995) observou que a curva de recuperação da força após 48 horas a realização de exercícios resistidos de alta intensidade em mulheres de diferentes idades ainda estavam aproximadamente 92% da força máxima antes do estímulo.

Thomas et al. (2018), comparou as respostas de fadiga neuromuscular após a realização de diferentes tipos de estímulos: treino resistido intenso, treino de saltos e treino de sprint. Foi observado que a queda nos índices de CVM pós treino e 24 horas pós treino foram mais acentuadas no treino resistido intenso quando comparadas ao treino de saltos e ao treino de sprint. Ademais, a ativação voluntária (AV) retomou os valores basais apenas 48 horas após o treino resistido intenso, e 24 horas após o treino de saltos e treino de sprint.

Nicholson et al. (2014) realizaram um estudo com sete homens adultos treinados, no qual não encontraram diferenças na redução da do pico de força (PF) dos membros inferiores após comparação entre treinamento de força (4 x 6 RM a 85% 1 RM) e treinamento de hipertrofia (4 x 10 RM a 70 % 1 RM) no exercício de agachamento na barra guiada. Brandon et al. (2015) analisaram a potência produzida por dez homens atletas internacionais de atletismo no exercício de agachamento livre. A intervenção foi feita com variações na intensidade (85%, 75% e 50% de 1RM). Foi observado que quanto maior a intensidade menor a potência produzida pelos membros inferiores, porém, quando realizado com cargas mais elevadas foi necessário um tempo maior para a recuperação muscular pós treino quando comparado com o desempenhado com intensidades mais leves. Por outro lado, Walker et al. (2012) mostraram diferenças na recuperação da contração voluntária máxima isométrica, quando realizadas com homens adultos destreinados. Sendo que estímulos de força (15 x 1RM) exigiram um tempo maior para se reestabelecer valores de linha de base do que estímulos hipertróficos (5 x 10 RM).

Sabe-se que a taxa de desenvolvimento de força, a contração voluntária máxima (dinâmica ou isométrica) e potência muscular são reduzidas imediatamente após a sessão de treino, seguido de uma recuperação linear ao longo de um período de tempo (IDE et al., 2011). Essas medidas da função muscular fornecem os meios mais eficazes para avaliar a magnitude do estímulo e o tempo de recuperação, já que as deficiências funcionais são imediatas, prolongadas e, talvez, o sintoma de dano mais importante quando se considera o desempenho atlético (IDE et al., 2011).

Desse modo, estudos sobre a recuperação após sessões agudas de treinamento são de suma importância, principalmente por 2 principais aspectos: Primeiro, altas cargas de treinamento com períodos de recuperação insuficientes podem levar ao "overreaching" ou "overtraining" (IDE et al., 2011). Segundo, os praticantes gastam uma proporção de tempo muito maior na recuperação do que no treinamento em si (IDE et al., 2011), sendo assim, a duração do intervalo entre as sessões é uma variável que pode ser manipulada para se atingir maiores ganhos nas funções musculares.

Modulação Autonômica Cardíaca

A frequência cardíaca (FC) é definida primordialmente pelo sistema nervoso autônomo através de suas atividades simpáticas e parassimpáticas (ROSENWINKEL et al., 2001). A influência do sistema simpático ocorre por meio de um processo em que as fibras simpáticas liberam noradrenalina à receptores β-adrenérgicos e dessa forma desencadeiam uma sequência de despolarização do nódulo sinusal e consequentemente fazem a FC aumentar (KAMOSIŃSKA; NOWICKI, 1989). A influência do sistema parassimpático, por sua vez, ocorre por meio de um processo que resulta da despolarização do nódulo sinusal e consequentemente na redução da FC (JENSEN-URSTAD et al., 1997).

A atividade parassimpática pós-exercício tem uma alta correlação com os níveis de epinefrina plasmática, concentrações de lactato sanguíneo, acidose celular e oxigenação arterial (BUCHHEIT et al., 2009). Além disso, em comparação com os quimiorreceptores periféricos (que são ativados pela queda do oxigênio), os quimiorreceptores centrais (que respondem primeiramente pela queda do pH e hipercapnia (retenção de CO2) são provavelmente um forte determinante na reativação parassimpática pós-exercício. Com uma recuperação adequada, a atividade parassimpática pode retomar aos níveis de pré-exercício dentro de 24-72 horas ou podem até superar esses níveis (BUCHHEIT et al., 2009). Além disso, há grande correlação entre as mudanças na atividade parassimpática e o volume do plasma 48 horas após um exercício supramáximo (BUCHHEIT et al., 2009). A restauração do

volume plasmático aos níveis de pré-exercício significa o retorno do sistema cardiovascular para a homeostase, mas não necessariamente uma restauração de outros sistemas (neuromuscular ou ressíntese de glicogênio muscular, por exemplo) (BUCHHEIT et al., 2009).

Dessa forma, entende-se que a função autonômica compreende importante área de conhecimento. Cambri, Oliveira e Gevaerd (2008), por exemplo, aponta que disfunções na função autonômica cardíaca podem estar associadas a fatores de risco cardiovasculares, como, hiperinsulinemia, hiperglicemia, elevação nos níveis de colesterol total, triglicerídeos e pressão arterial sistólica e diastólica. Outros autores, mais recentemente, também têm se deparado com relações importantes entre a função autonômica cardíaca e a prática de esporte e nesse sentido, têm realizado estudos buscando esclarecer essas relações (OLIVEIRA et al., 2011; KIVINIEMI et al., 2010). Atualmente, já é sabido que a prática de exercício físico altera de forma importante o ciclo cardíaco, aumentando a FC, uma vez que ela promove a diminuição da atividade parassimpática (atividade vagal) e do aumento da atividade simpática (FERREIRA; ZANESCO, 2016; NÓBREGA; ARAÚJO, 1993).

A literatura apresenta vários métodos diferentes utilizados na avaliação da função autonômica cardíaca, como por exemplo a medida das catecolaminas, microneurografia e sensibilidade barorreflexa (CAMBRI, OLIVEIRA; GEVAERD, 2008). Dentre outros mecanismos que podem ser utilizados para avaliar o status do sistema nervoso autônomo (SNA), a variabilidade da frequência cardíaca (VFC) tem surgido como uma técnica simples e não-invasiva dos impulsos autonômicos, sendo um importante marcador quantitativo do balanço autonômico (VANDERLEI et al., 2009). Além de apresentar uma diversificada utilização, a VFC é um marcador importante para o conhecimento das funções do organismo que ocorrem tanto sob condições normais quanto sob condições patológicas. Sua aplicação técnica tem um ótimo custo benefício e a aquisição de seus dados é de fácil acesso. Tudo isso faz com que essa ferramenta esteja em evidência na avaliação do sistema nervoso autônomo, na conservação da homeostase, e na aplicabilidade clínica, sendo utilizada por pesquisadores e clínicos atuantes em vários setores da saúde (VANDERLEI et al., 2009).

O uso da VFC como uma ferramenta de treino tem aumentado progressivamente e também merece atenção como um identificador dos possíveis estágios de supertreinamento e recuperação após um processo de treinamento (BUCHHEIT, 2014; FLATT; ESCO, 2015). Deste modo, o uso frequente desse mecanismo pode ser uma estratégia muito útil para monitorar o estado funcional dos atletas e, consequentemente, para orientar treinadores e cientistas esportivos no ajuste das cargas de

treino durante os períodos de preparação e competitivos (BUCHHEIT, 2014; FLATT; ESCO, 2015). A VFC reproduz as alterações nos intervalos entre batimentos cardíacos consecutivos (intervalos R-R), e também alterações entre frequências cardíacas instantâneas subsequentes. Oscilações nos parâmetros da VFC geram sinais de comprometimentos na saúde. Altas taxas de variabilidade na frequência cardíaca indicam adaptação positiva e presença de recursos autonômicos efetivos, por outro lado, baixa variabilidade pode ser considerada como uma adaptação insatisfatória do SNA e atividade fisiológica insuficiente no sujeito (VANDERLEI et al., 2009).

Sabe-se que indivíduos treinados têm, no geral, uma VFC maior que indivíduos não treinados. Além de que um aumento na VFC se associa a diminuição da atividade simpática e aumento da parassimpática. Como efeito crônico, o treinamento leva um aumento na atividade parassimpática de repouso, provocando uma maior estabilidade elétrica do coração. Em contrapartida, para pessoas com baixo nível de condicionamento físico, a atividade simpática no repouso tende a ser maior, o que pode estar relacionado a uma maior vulnerabilidade do coração e risco de eventos cardiovasculares (VANDERLEI et al., 2009)

Segundo Oliveira (2011) os métodos lineares de análise da VFC se dividem em dois domínios: domínio do tempo (DT) e domínio da frequência (DF). A análise da VFC no DT envolve a utilização de índices estatísticos (média e medidas de dispersão) para quantificação da variação na série temporal de intervalos RR (iRR) de origem sinusal (iNN). No DT, os índices mais utilizados são: SDNN (desvio padrão dos iNN), RMSSD (raiz quadrada média da diferença entre os iNN sucessivos) e pNN50 (porcentagem dos iNN sucessivos cuja diferença entre os mesmos é maior do que 50 ms). No DF, são calculados os seguintes indices: HF (componente de alta frequência), LF (componente de baixa frequência), VLF (componente de muito baixa frequência) (TASK FORCE OF THE EUROPEAN SOCIETY OF CARDIOLOGY AND THE NORTH AMERICAN SOCIETY OF PACING AND ELECTROPHYSIOLOGY, 1996).

Tabela 1. Significado Fisiológico dos Índices de Variabilidade da Frequência Cardíaca no Domínio do Tempo e no Domínio da Frequência.**Erro! Vínculo não válido.**

Oliveira et al. (2012)

Focalizando o campo de conhecimento que busca compreender as relações entre a função autonômica cardíaca e a prática de esportes, cumpre frisar que alguns estudos realizados têm como propósito investigar de forma mais específica a recuperação autonômica

cardíaca e sua possível relação com o desempenho esportivo. Kiviniemi et al., (2009) buscou identificar quais seriam os resultados obtidos ao prescrever um treinamento aeróbio baseado nos valores da VFC. Os participantes desse estudo (21 adultos do sexo masculino e 32 adultos do sexo feminino) foram subdivididos em três grupos de acordo com o tipo de treinamento prescrito: treinamento tradicional (TT), treinamento guiado pela VFC (TVFC) e Grupo Controle (TC). Para os participantes do grupo TVFC, a VFC era analisada todos os dias. Quando a VFC apresentava valores iguais ou maiores que os valores da linha de base os pesquisadores prescreviam treinos intensos aos participantes. Em contrapartida, quando a avaliação da VFC apresentava valores menores que os valores da linha de base, os pesquisadores prescreviam sessões de treino com intensidade leve. Os resultados do estudo de (KIVINIEMI et al., 2009) indicaram que o emprego dos índices obtidos através da avaliação da VFC como parâmetros para a prescrição de treinos é uma estratégia eficiente. Isto porque, o autor obteve que os participantes do grupo TVFC mesmo tendo realizado treinos com uma intensidade mais baixa melhoraram o VO_2 Pico em proporção semelhante aos participantes do grupo TT, que realizaram o treinamento tradicional.

Ainda se tratando de treinamento aeróbio, Rodrigues et al. (2019) afirmou que não há diferenças nos valores de HRV (após análises de valores do domínio da frequência HF e LF) quando comparado participantes que ficaram de jejum por 12 horas (período da noite) com participantes alimentados 1 hora antes de exercício leve a moderado. Além disso, Spring, Bourdillon e Barral (2018) observaram que os valores de HRV (RMSSD, HF e LF) em adultos jovens, não retornaram aos níveis de repouso 1 hora após a realização de exercício aeróbio submáximo.

Resultados importantes também foram obtidos quando se adicionou oclusão vascular ao treinamento de força. Um estudo realizado por Okuno et al., (2014) partiu da hipótese de que o exercício de baixa intensidade com oclusão vascular provocaria estresse autonômico semelhante ao treinamento de alta intensidade sem oclusão vascular e para testá-la analisou a recuperação autonômica cardíaca após a realização de treinamentos com e sem o procedimento de oclusão vascular. Os resultados mostraram que o estresse autonômico cardíaco foi maior durante a primeira hora após o treinamento de alta intensidade que o do treinamento com oclusão vascular. Dessa fora, conclui que o exercício de baixa intensidade com oclusão é um método eficiente, na medida em que promove adaptações significativas causando menos prejuízos ao sistema autonômico cardíaco.

Há poucos estudos que realizaram análises de respostas agudas de modulação autonômica após treinamento resistido. Kingsley e Figueroa (2014) constatou que as respostas

parassimpáticas em indivíduos treinados apresentam um decaimento mais acentuado quando comparada a indivíduos não treinados, após a realização de treinamento resistido. Tem sido observado também, que a atividade vagal diminui após esse tipo de treino tanto em homens quanto mulheres jovens (CHEN et al., 2011; HEFFERNAN et al., 2006; REZK et al., 2006). Heffernan et al. (2006) encontraram uma maior redução no componente de alta frequência (HF) 25 minutos após o treinamento resistido usando 10 repetições máximas para um treino com oito diferentes exercícios (3 series de cada exercício com 90 segunos de intervalo entre elas) quando comparado com exercício aeróbio.

Para indivíduos sedentários jovens foi encontrado, em estudo utilizando a VFC entre 15 e 90 minutos pós exercício, que uma diminuição na atividade vagal que perdurou até 90 minutos após a realização de treinamento resistido com séries de 40 a 80% de 1RM (RESK et al., 2006). Chen et al. (2011), realizou um estudo onde analisou o comportamento de LF e HF após a realização de um treino com quatro exercícios, com uma carga de treino elevada e duração total de 2 horas. Os valores de LF retornaram aos valores de linha de base 48 horas após a sessão, ao passo que os valores de HF precisaram de 72 horas para reestabelecer os valores da linha de base.

Portanto, com base na literatura atual, ainda não está claro se a capacidade de recuperação da produção de força e a modulação autonômica cardíaca são afetadas diferencialmente pela combinação de variáveis da sessão como volume e intensidade quando realizados estímulos com repetições até a falha concêntrica da musculatura. O comportamento dessas variáveis ao longo da recuperação apresenta resultados divergentes. Além do mais, a grande maioria dos estudos tem apresentado análises apenas com base em exercícios isolados, estudos que analisaram a dinâmica de recuperação após sessão aguda completa de treinamento resistido ainda são muito escassos. Conhecer a dinâmica de recuperação desses diferentes tipos de estímulos é de grande importância para uma melhor manipulação e prescrição de programas de treinamentos mais refinados.

OBJETIVOS

Objetivo Geral:

O objetivo geral do presente trabalho foi investigar a dinâmica de recuperação de variáveis autonômicas, neuromusculares e de desempenho após sessões agudas de diferentes modelos de treinamento resistido.

Objetivos Específicos:

1. Investigar a característica da fadiga, ao longo do período de recuperação, após a realização de uma sessão de treinamento resistido com maior volume e menor intensidade e uma sessão com menor volume e maior intensidade.
2. Investigar o comportamento da ativação simpática e parassimpática, ao longo do período de recuperação, após a realização de uma sessão de treinamento resistido com maior volume e menor intensidade e uma sessão com menor volume e maior intensidade.
3. Investigar o comportamento de medidas de desempenho após a realização de uma sessão de treinamento resistido com maior volume e menor intensidade e uma sessão com menor volume e maior intensidade.
4. Investigar as diferenças existentes entre duas sessões com modelos de treinamento resistido distintos, ao longo do período de recuperação.

MATERIAIS E MÉTODOS

Participantes

Foram selecionados para participar do estudo doze indivíduos do sexo masculino, fisicamente ativos. A média e o desvio padrão para idade (anos), estatura (cm) e massa corpórea (kg) foram, respectivamente, 23.3 (± 2,6), 179,3 (± 5,2) e 87,3 (± 13,4). O desenvolvimento deste estudo foi amparado na resolução 466/12 referente à realização de pesquisa com seres humanos. Em conformidade com a legislação vigente e foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo. Os participantes convidados a participar do estudo foram informados sobre os objetivos do estudo pelo pesquisador e por meio da apresentação dos Termos de Consentimento Livre e Esclarecidos (TCLEs).

Programa de treino

As duas sessões tiveram os mesmos exercícios a serem executados, sendo eles respectivamente: agachamento livre, leg press 45º, mesa flexora, cadeira extensora, cadeira abdutora, cadeira adutora. Elas foram diferenciadas em relação à intensidade, volume, intervalo entre as séries, cadência de movimento e duração total dos treinos, porém ambas foram realizadas até a falha, sendo assim o presente estudo adotou os seguintes parâmetros:

<u>Modelo de treino A (MTA):</u>

Intensidade e volume – 4 séries de 16 a 18 repetições máximas

Intervalo entre as séries – 60 segundos

Cadência no movimento – cadência livre

Duração total – 40 minutos

Modelo de treino B (MTB):

Intensidade e volume – 4 séries de 8 a 10 Repetições máximas

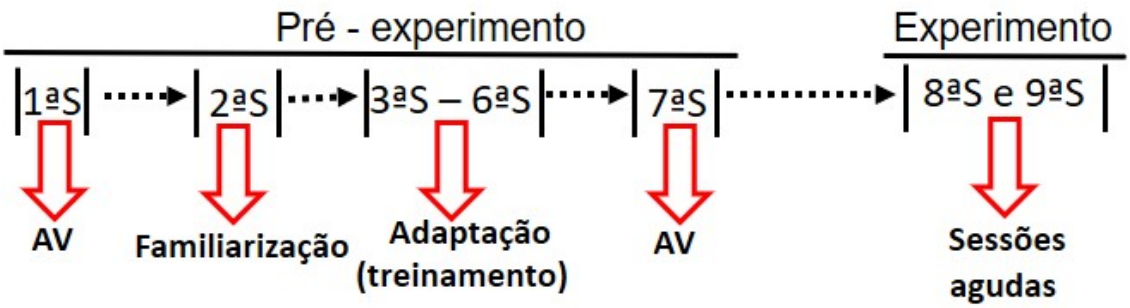
Intervalo entre as séries – 3 minutos

Cadência no movimento – 2 segundos para fase excêntrica e 2 segundos para fase concêntrica

Duração total – 70 minutos

Delineamento experimental

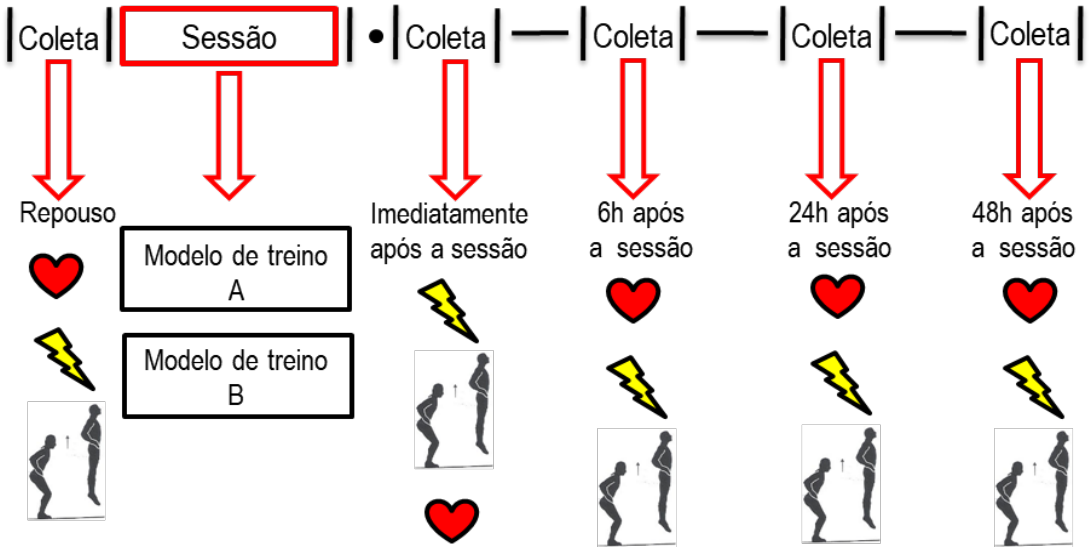
A duração do estudo foi de 9 semanas. Nas semanas 1 a 7 foram realizadas o que foi considerado de pré-experimento, o experimento em si ocorreu na oitava e nona semana de intervenção. Na semana 1 os participantes realizaram avaliações antropométricas para traçar suas características estruturais além de um teste de força para estimar o peso necessário na realização de 10 repetições máximas no aparelho "leg press", seguindo as recomendações de Brown e Weir, 2001, para quantificar os níveis de força iniciais dos participantes. Na semana 2 os participantes realizaram dois treinos seguindo os moldes da adaptação, porém, com intensidade e volume levemente reduzidos, com o objetivo de familiarização com o programa de treino. Nas semanas 3, 4, 5 e 6 foi realizado um período de adaptação aos exercícios e às diferentes sessões de treinos propostas no experimento. Esse cuidado foi tomado para minimizar possíveis efeitos da aprendizagem dos movimentos. Ao longo das 4 semanas do período de adaptação, os participantes desempenharam um total de 8 sessões treinos, sendo 2 por semana, uma sessão do MTA e uma sessão do MTB. Ao fim do período de adaptação os participantes realizaram novamente o teste de força, para determinar a quantidade de repetições máximas realizadas no exercício *leg press* com o mesmo peso encontrado na avaliação da primeira semana. Por fim, nas semanas 8 e 9 foram desempenhadas as duas sessões agudas do experimento, seguidas dos testes para avaliar a dinâmica de recuperação do indivíduo.



AV: Avaliações antropométricas e de força

Figura 1. Cronograma do Estudo

As sessões agudas do experimento tiveram suas intensidades determinadas a partir do peso realizado na última semana do período de adaptação. Nelas, os participantes realizaram os dois tipos de sessão de maneira randomizada, com intervalo mínimo de 96 horas entre elas. Alguns testes foram realizados igualmente por todos os participantes: no repouso, imediatamente após o término da sessão, 6, 24 e 48 horas do término da sessão. Os testes realizados foram análise da variabilidade da frequência cardíaca, *Twitch interpolation* e salto vertical. Nos dois grupos os indivíduos realizaram os mesmos exercícios. As sessões foram diferenciadas em relação à intensidade, volume, cadência na execução do movimento e intervalo entre às séries. Os participantes também foram perguntados à respeito da percepção subjetiva de esforço (PSE) (FOSTER, 1998) 30 minutos após a realização da sessão. Além disso, os participantes foram orientados a não praticar nenhum exercício físico nas 48 horas antecedentes à sessão aguda. A injestão de cafeína foi vetada à partir das 24 horas antecedentes à sessão aguda até o término da avaliação de 48 horas.



variabilidade da frequência cardíaca; : Twtich interpolation; : Salto vertical

Figura 2. Cronograma da sessão aguda do experimento

Carga interna e carga externa

Durante todo o período de intervenção, os pesquisadores preenchiam uma planilha individual para cada participante, que continha informações de todos os pesos e repetições desempenhados nas séries de cada exercício dos treinos desempenhados no período de familiarização e adaptação assim como nos treinos realizados no período de experimento. Essa planilha também apresentava os valores de PSE informados pelos participantes 30 minutos após cada uma das sessões do experimento. À partir dessa planilha pode-se calcular os valores de carga de treino. Sendo a carga externa definida como a soma da multiplicação do número de repetições pelo peso (kg) de cada um dos 6 exercícios das sessões de treino. Já a carga interna foi definida pela multiplicação da PSE pelo número total de repetições.

Avaliação neuromuscular

Os voluntários foram posicionados em uma cadeira desenhada especificamente para essa análise mantendo flexão dos joelhos e quadril a 90º. Um fio de aço inextensível foi acoplado a uma cinta de velcro presa na altura do tornozelo, transpassado por uma roldana com resistência desprezível e conectado a uma célula de carga (CSR-1T, MK Controle®, São Paulo - Brasil) com frequência de aquisição de 1000 Hz, posicionada na parte posterior do assento da cadeira, de forma que o fio assumia um ângulo de 90º entre o tornozelo do voluntário e a célula de carga e possibilitasse a aplicação de força de forma linear na célula de carga. O sinal da célula de carga foi adquirido por meio de uma placa de aquisição de sinais analógico/digital (NI-USB 6009, National Instruments®) e suavizado em filtro *butterworth* de ordem 4 e 15 Hz de frequência de corte para posterior determinação do pico de força durante a CVM (PF).

Os procedimentos seguiram três etapas, a primeira etapa da técnica compreendeu em 2 contrações máximas voluntárias (CVM) de duração de 5 segundos com um intervalo de 1 minuto entre cada uma para determinação do pico de força (PF), em segundo lugar, foi realizada a análise do limiar de estimulação que consta em encontrar o limite da sensação de desconforto ou encontrar o limite em que os estímulos aumentados não geram mais imposição na força. Com o membro relaxado, pequenos pulsos elétricos duplos (doublets) incrementais (incremento de 10 mA) foram enviados através do eletroestimulador conectado por borrachas condutoras nas regiões referentes ao cátodo (nervo femoral) e ânodo (dobra glútea) (GIRARD; BISHOP; RACINAIS, 2013). O sinal da célula de carga adquirido na extensão do

joelho foi feito através de uma placa de aquisição de sinais analógico/digital (NI-USB 6009, National Instruments®).

Quando foi estabelecido o limiar, esse valor encontrado foi superestimado em 110% para determinação da carga de estimulação. Para a aplicação da técnica, na terceira etapa foram realizadas duas CVM com intervalo de 1 min entre cada uma onde a musculatura analisada teve seu nervo motor eletroestimulado em nível supramáximo (110%) em dois momentos, relaxada (Twitch Control – TC) e superimposta a uma contração voluntária máxima (Twitch Superimposed – TS) (GANDEVIA, 2001; MILIONI, 2014; ROSS et al., 2010). Os valores de PF, TS e TC foram tratados e posteriormente calculada a ativação voluntária máxima do indivíduo dentro da fórmula proposta por Allen et al. (1995) : %AV = (1 - (TS x (nível de força no momento da estimulação / PF) / TC)) x 100.

Potência de membros inferiores

Para a análise da potência de membros inferiores foram utlizadas a técnica de *Squat Jump* (SJ), e *Countermovement Jump* (CMJ) respectivamente. Na primeira os participantes partiram de uma posição inicial com flexão de joelhos em 90 graus. Na segunda os participantes partiam de uma posição inicial com joelhos completamente estendidos e podiam escolher a amplitude do impulso para evitar mudanças no seu padrão de salto (UGRINOWITSCH et al., 2006). Para tais teste os participantes foram orientados a manter as pontas dos dedos sempre apontando para o chão. Foram realizados três saltos máximos para cada técnica com 10 segundos de intervalo entre cada tentativa (KOBAL et al., 2016). Os saltos foram executados em uma plataforma de contato Jump System 1.0 (Cefise Ltda). Apenas a altura da melhor tentativa de cada técnica foi utilizada nas análises.

Modulação Autonômica Cardíaca

A VFC foi coletada da maneira descrita pelo Task Force da European Society of Cardiology e da North American Society of Pacing and Electrophysiology (1996). Antes da coleta de dados, os participantes colocaram as cintas transmissores no peito na altura do processo xifóide e foram orientados a permanecer na posição de decúbito dorsal em um local de menor luminosidade e mais silencioso por um período de 15 minutos. Os participantes receberam instruções para permanecer quieto, com os olhos abertos e respirar espontaneamente (BLOOMFIELD et al., 2001) durante o período de aquisição.

As gravações de intervalo RR foram obtidas usando um monitor de freqüência cardíaca portátil (Polar® ProTrainer, Kempele, Finlândia) a uma taxa de amostragem de 1.000 Hz,

continuamente durante 15 minutos. As gravações de RR serão baixadas por meio do software Polar® (Polar® ProTrainer, Kempele, Finlândia) e exportadas para análise posterior de medidas do tempo da VFC pelo software Kubios v2 Heart Rate Variability (Biosignal Analysis e Medical Imaging Group do Departamento de Física Aplicada, Universidade de Kuopio, Kuopio, Finlândia) (TARVAINEN et al., 2014). Os ruídos ocasionais de artefato foram automaticamente substituídos pelos valores interpolados do intervalo RR adjacente (potência do filtro <baixa). A análise aconteceu por meio do domínio da frequência através dos componentes: da alta frequência (*High Frequency* – HF), baixa frequência (*Low Frequency* – LF) (HEDELIN; BJERLE; HENRIKSSON-LARSEN, 2001) e razão de componente de baixa frequência pelo componente de alta frequência (LF/HF); e por meio do domínio do tempo pelos componentes SDNN (desvio padrão dos iNN), RMSSD (raiz quadrada média da diferença entre os iNN sucessivos) (SCHMITT et al., 2015).

Análise dos resultados

As variáveis referentes à carga de treino foram, primeiramente, analisadas quanto à distribuição normal dos dados, através do teste de Kolmogorov-Smirnov ($p > 0,05$). Constada a normalidade dos dados, as características foram comparadas através do Teste T para amostras pareadas para análise das cargas de treinamento. Para as demais comparações foi utilizado um modelo de efeito misto (mixed-effect model) seguido de um post-roc de Sidak. Esses dados foram analisados pelo software SPSS 20.

RESULTADOS

Carga de treino

Os resultados da carga externa das sessões de treino estão apresentas a partir da figura 3, onde pode-se observar que houve uma tendência de aumento em intensidade e carga ao longo do período de pré-experimento, apresentando um aumento significativo da semana 1 para a semana 2 e as semanas 2, 3 e 4 apresentaram valores significativamente maiores que na semana 1. Após as 5 semanas de adaptação, os participantes apresentaram uma melhora significativa (figura 4) no desempenho do teste de força de 10 ± 0,00 para 18,44 ± 4,84 repetições.

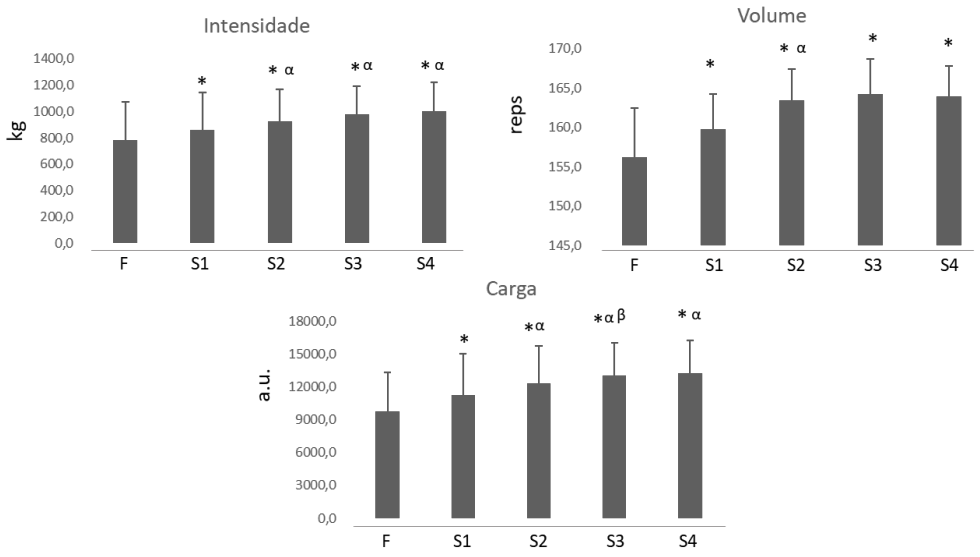


Figura 3. Valores de intensidade em kilogramas (kg), volume em repetições (reps) e carga externa em unidades arbritárias (a.u.) expressos em média ± desvio padrão durante a semana de familiarização (f), semana 1 de adaptação (S1), semana 2 de adaptação (S2), semana 3 de adaptação (S3) e semana 4 de adaptação (S4). *=diferente de F, α=diferente de S1, β=diferente de S2. p<0,05.

As cargas das sessões de treino da fase experimental encontram-se na Tabela 1, onde, a intensidade média para o Modelo de Treino A (MTA), foi de 475,99 ± 102,99 kg, enquanto, para o Modelo de Treino B (MTB) foi de 577,69 ± 113,25 kg. Os modelos foram estatisticamente diferentes quanto a intensidade (t=-10,504; p = 0,000). A média de volume para MTA foi de 105,38 ± 3,37 repetições e de 58,38 ± 2,26 repetições para MTB. Foi observado diferença estatisticamente significante para os dois modelos de treino (t=38,38; p = 0,000).

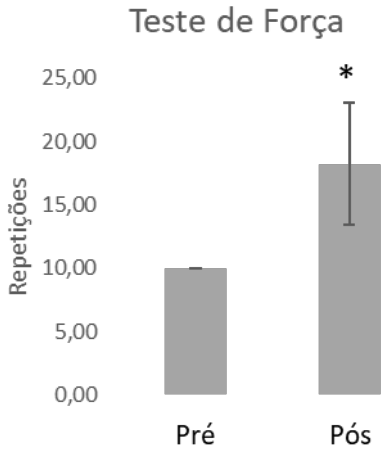


Figura 4. Valores de média ± desvio padrão do teste de força realizado antes da familiarização (pré) e após a adaptação (pós). *=diferente de pre. p<0,05

Tabela 1. Médias ± desvios padrões para as variáveis de Carga de Treino Interna e Externa.

	Intensidade (kg)	Volume (reps)	CE (u.a.)	PSE (u.a.)	CI (u.a.)
MTA	475,99 ± 102,99	105,38 ± 3,37	8311,32 ± 1760,08	9,00 ± 0,53	948,5 ± 67,10
MTB	577,69 ± 113,25 *	58,38 ± 2,26 *	5655,51 ± 1187,58 *	8,75 ± 0,71	514,62 ± 51,74 *

CE=carga externa, PSE= percepção subjetiva de esforço, CI= carga interna,

A média de carga externa (CE) para MTA foi de 8311,32 ± 1760,08 u.a., e para MTB foi de 5655,51 ± 1187,58 u.a.. Houve diferença significativa (t=11,749; p=0,000) entre as duas modalidades de sossões. A média de PSE para MTA foi de 9,0 ± 0,53 u.a. e para MTB foi de 8,75 ± 0,71 u.a.. Neste caso, não houve diferença significativa entre a PSE das duas modalidades de sessões (t=10,00; p=0,351). A carga interna (CI) para MTA foi de 948 ± 67,10 u.a., enquanto para MTB foi de 514,62 ± 51,74 u.a., com diferença significativa entre MTA de MTB (t=15,558; p=0,000).

Avaliações Neuromusculares

A tabela 2 e a figura 5 apresentam os valores absolutos referentes aos dados de ts, TS, TC e AV nos momentos pré, pós, 6 horas, 24 horas e 48 horas expressos em média ± desvio padrão. Observou-se que os valores obtidos no pós-teste e em 6 horas para PF do MTA foram significativamente menores que os valores no momento pré-teste. Além disso, os valores de pós-teste também foram significativamente menores que os valores de 24 horas e 48 horas. E o valor de 6 horas foi significativamente menor que o valor de 48 horas. Já em relação aos dados de TC do MTA, obteve-se que o momento pós teste foi estatisticamente menor que o momento pré-teste. Os dados de TC e AV do MTA não apresentaram diferença significante em nenhum dos momentos analisados. Nenhum dos dados do MTB apresentou diferença significativa nos momentos analisados. Vale ressaltar que não houve diferença estatisticamente significante entre os valores do experimento no momento pré-teste do MTA comparado com o pré-teste do MTB. A figura 6 e a tabela 3 apresenta essas mesmas variáveis, porém considera os valores como percentagem de variação (delta relativo) referente ao momento pré-teste. A única diferença encontrada nos resultados expressos em valores absolutos e porcentagem de variação, foi que nos valores expressos em porcentagem de variação não foram encontradas diferenças significantes entre o momento pós-teste e o

momento de 48 horas do pico de força de MTA, os demais dados apresentaram o mesmo comportamento.

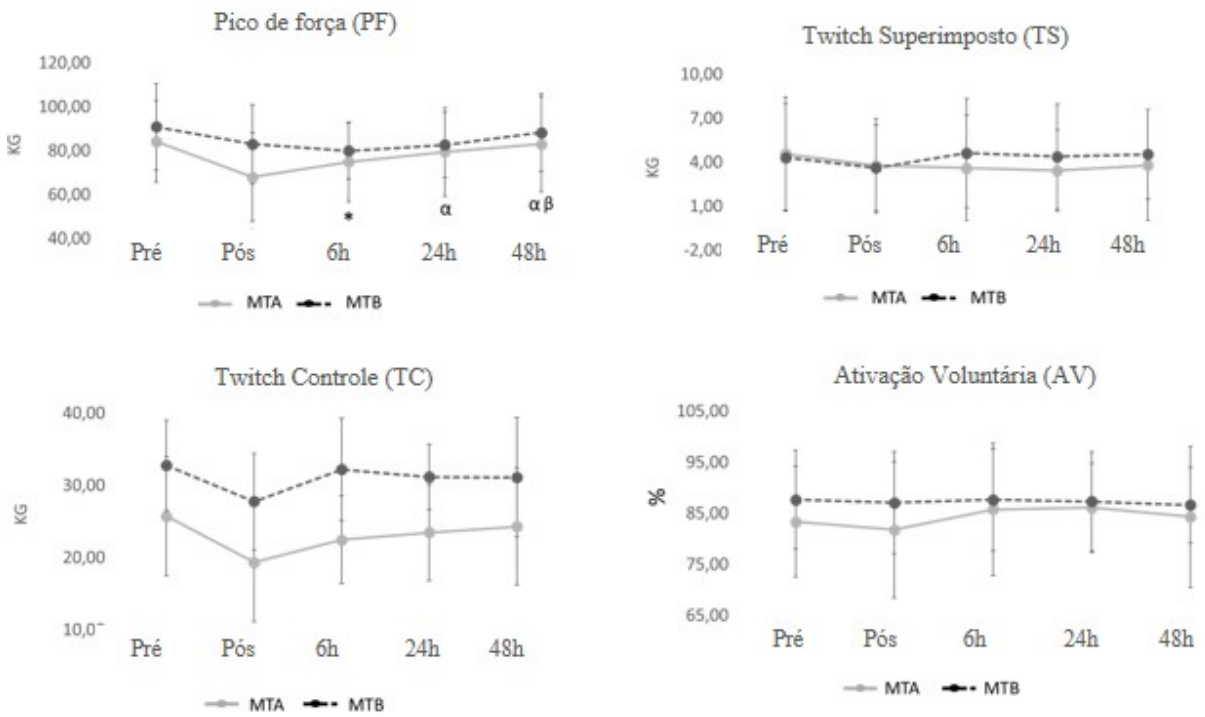


Figura 5. Gráfico das médias ± desvio padrão das variáveis neuromusculares durante o tempo de recuperação. * =diferente do momento pré do MTA, α=diferente do momento pós do MTA, β=diferente do momento 6h do MTA. A diferença significativa adotada para todos os dados foi p<0,05.

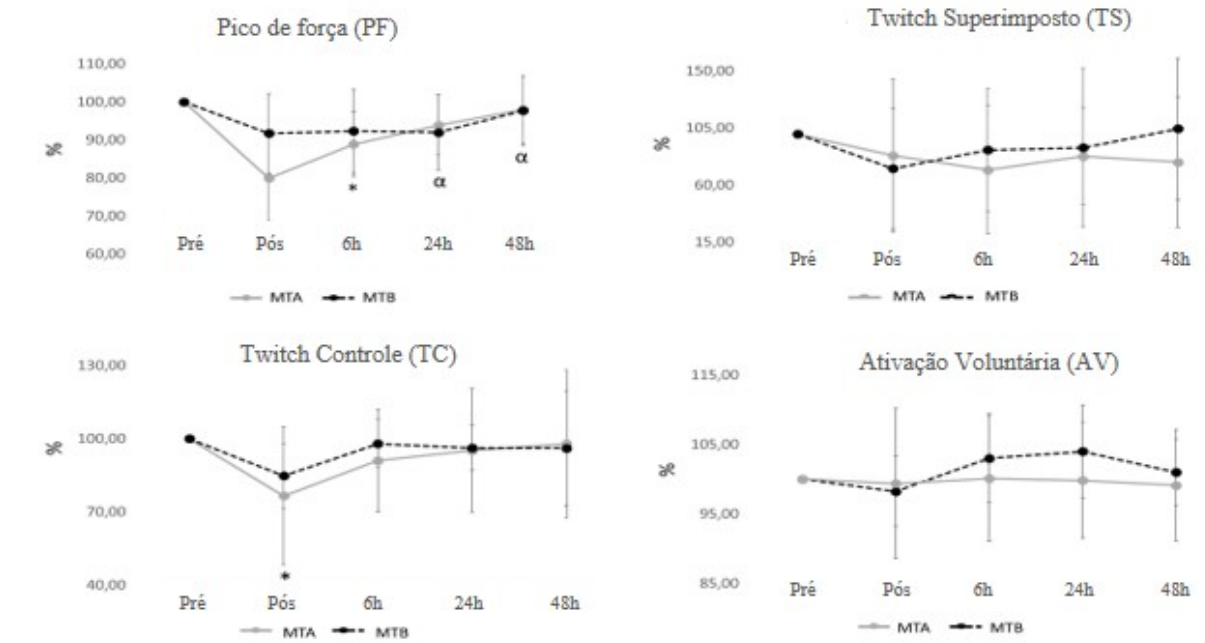


Figura 6. Gráfico das médias ± desvio padrão considerando a % variação referente ao momento pré das variáveis neuromusculares durante o tempo de recuperação. * =diferente do momento pré do MTA, α=diferente do momento pós do MTA. A diferença significativa adotada para todos os dados foi p<0,05.

Potência de membros inferiores

A tabela 2 e a figura 7 apresentam os valores absolutos referentes aos dados de SJ e CMJ nos momentos pré, pós, 6 horas, 24 horas e 48 horas expressos em média ± desvio padrão. Observou-se que os valores obtidos para SJ no pós-teste de MTA foram significativamente menores que os valores do pré-teste, 6 horas, 24 horas e 48 horas, já os valores do pós teste de MTB foram significativamente menores do que os valores de 24 horas e 48 horas, além disso os valores de 6 horas foram estatisticamente menores que os valores de 48 horas. Para os valores de CMJ, também foi encontrado que os valores de pós teste de MTA foram significativamente menores que os valores de pós-teste, 6 horas, 24 horas e 48 horas. Além disso os valores de 6 horas foram estatisticamente menores que os valores de 48 horas. Já para os valores de CMJ de MTB, os valores de pós-teste foram menores que o pré-teste, 24 horas e 48 horas. Quando considerado os dados em porcentagem de variação (delta relativo) referente ao dado pré-teste (como pode ser visto na figura 8 e tabela 3), os dados de CMJ apresentaram um comportamento um pouco diferente, sendo que para MTA, o momento pós teste também foi significativamente menor que os momentos pré-teste, 6 horas, 24 horas e 48 horas. Além disso, o valor de 6 horas foi significativamente menor que 48 horas. Já para MTB, o valor de pós-teste foi menor que pré-teste e 48 horas, e o valore de 6 horas foi menor que 48 horas.

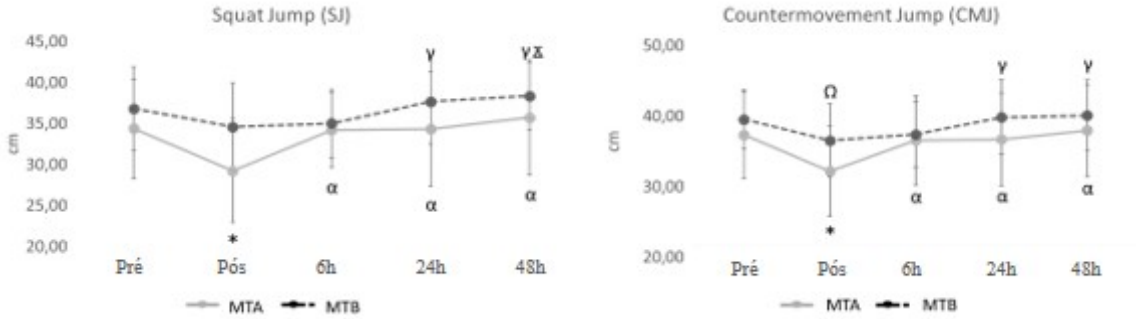


Figura 7. Gráfico das médias ± desvio padrão das variáveis de salto vertical durante o tempo de recuperação. * =diferente do momento pré do MTA, α=diferente do momento pós do MTA. A diferença significativa adotada para todos os dados foi $p<0,05$.

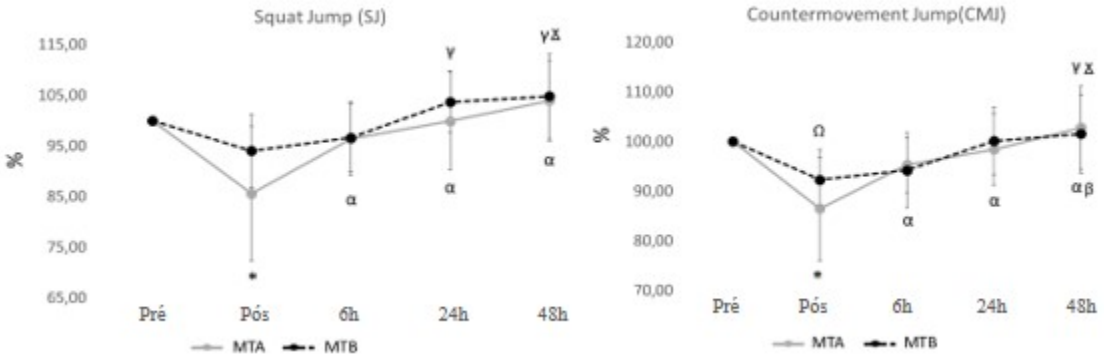


Figura 8. Gráfico das médias ± desvio padrão considerando a % de variação referente ao momento pré das variáveis de salto vertical durante o tempo de recuperação. * =diferente do momento pré do MTA, α=diferente do momento pós do MTA, β=diferente do momento 6h do MTA, Ω =diferente do momento pré do MTB, γ=diferente do momento pós do MTB, Ϫ=diferente do momento 6h do MTB. A diferença significativa adotada para todos os dados foi p<0,05.

Modulação Autonômica Cardíaca

A tabela 2 e a figura 9 apresentam os valores absolutos referentes aos dados de SDNN, RMSSD, LF, HF e LF/HF nos momentos pré, pós, 6 horas, 24 horas e 48 horas expressos em média ± desvio padrão. Observou-se que para os dados de SDNN, o momento pré-teste de MTA foi significantemente menor que o momento pós-teste, 6 horas, 24 horas e 48 horas, já para MTB, tem-se que o momento pós-teste foi significativamente menor que 6 horas e 24 horas. Para RMSSD, o valor de pós-teste de MTA foi estatisticamente menor que pré-teste, 6 horas e 48 horas, já para os valores de MTB, tem-se que o pós-teste foi significativamente menor que 6 horas e 24 horas. Para os valores de LF, tem-se que o momento pós-teste de MTA foi significativamente menor que o momento pré-teste, já para MTB o momento pós-teste foi significantemente menor que pré-teste e 48 horas e o momento 6 horas foi menor que 48 horas. Para HF, tem-se que o momento pós-teste de MTA foi significativamente menor que pré-teste e 6 horas. Para MTB, tem-se que pós-teste foi significativamente menor que pré-teste. Para os valores de LF/HF, tem-se que no MTA não houve nenhuma diferença entre os momentos analisados, e para MTB, o pós-teste foi significativamente maior que 24 horas e 48 horas. Quando os valores foram expressos em porcentagem de variação (delta relativo) referente ao valor pré-teste (como pode ser visto na tabela 3 e figura 10), para SDNN, o valor do momento pós-teste MTA foi significantement menor que pré-teste, 6 horas e 48 horas, já para MTB, o momento pós-teste foi significativamente menor que o momento 6 horas e 24 horas. Para RMSSD os valores de MTA foram iguais aos expressos em valor absoluto, já para MTB foi encontrado que pós-teste foi significativamente menor que pré-teste, 6 horas, 24

horas e 48 horas. Para LF, HF e LF/HF, os valores de MTA não apresentaram nenhuma diferença significativa entre os momentos analisados. Já no MTB, tem-se que LF e LF/HF também não apresentaram nenhuma diferença significativa nos momentos analisados, já para os valores de HF o momento pré-teste foi significativamente menor que 6 horas, e o momento pós-teste foi menor que 24 horas e 48 horas.

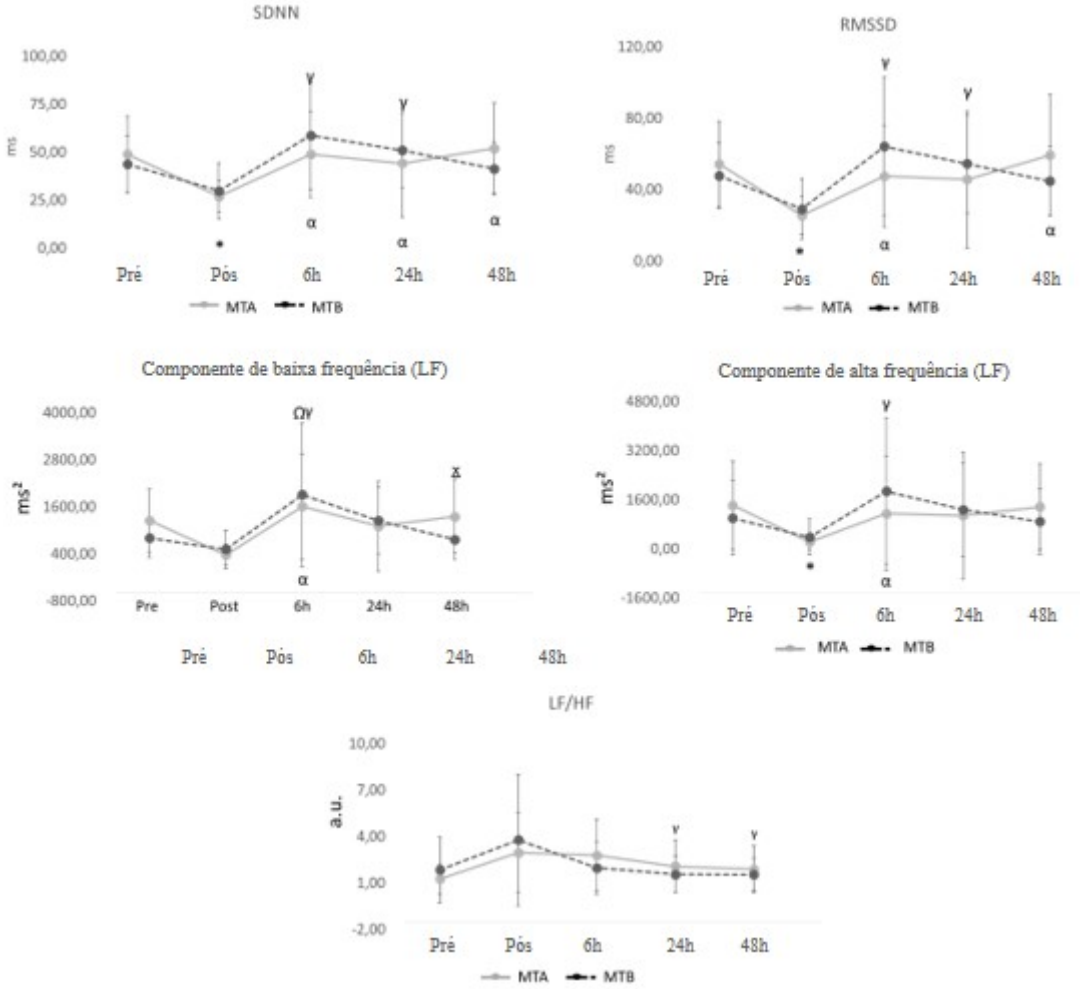


Figura 9. Gráfico das médias ± desvio padrão das variáveis de modulação autonômica cardíaca durante o tempo de recuperação. * =diferente do momento pré do MTA, α=diferente do momento pós do MTA. A diferença significativa adotada para todos os dados foi $p<0,05$.

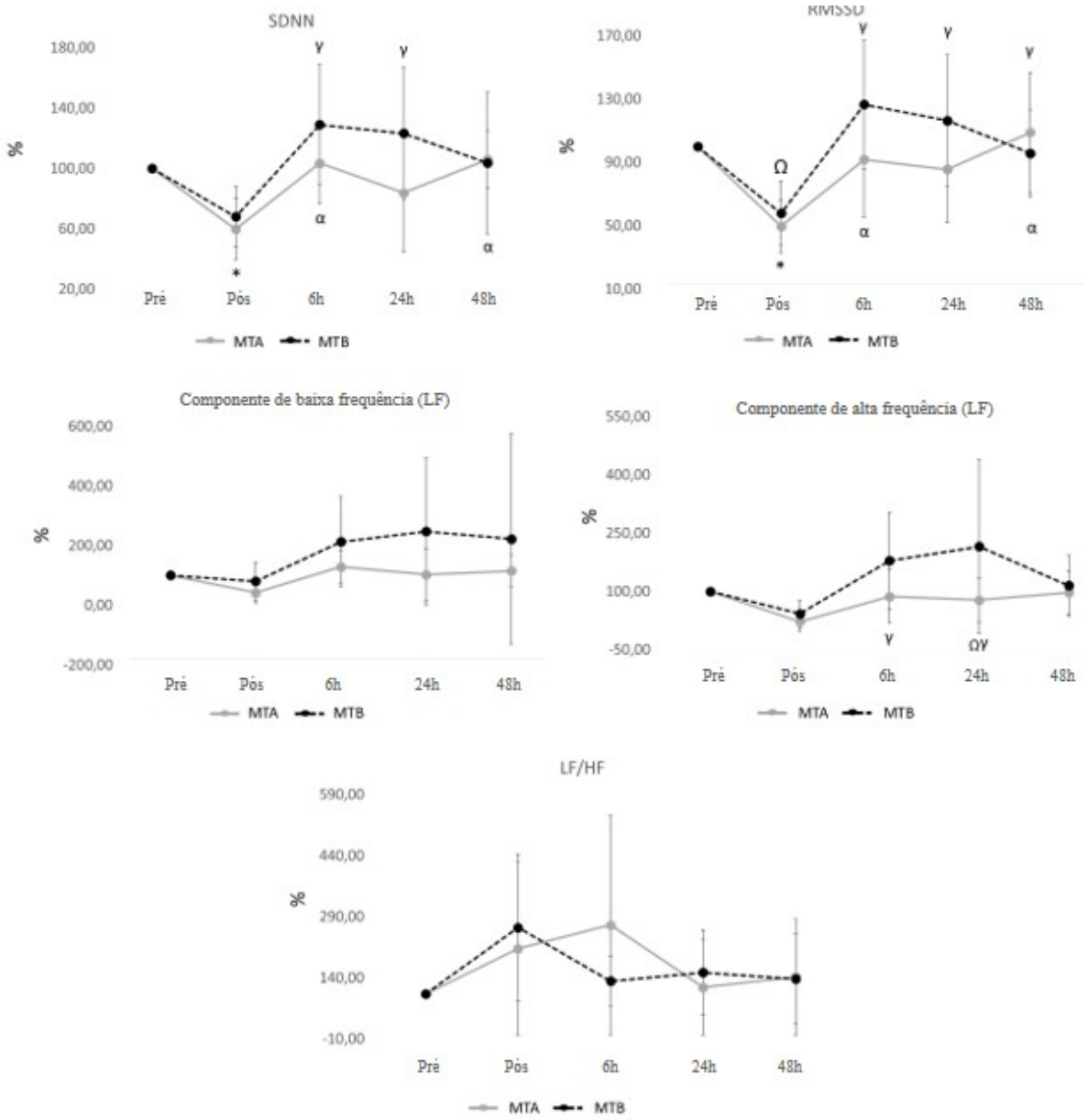


Figura 10. Gráfico das médias ± desvio padrão considerando a % variação referente ao momento pré das variáveis de modulação autonômica cardíaca durante o tempo de recuperação. * =diferente do momento pré do MTA, α=diferente do momento pós do MTA, β=diferente do momento 6h do MTA, Ω =diferente do momento pré do TMB, γ=diferente do momento pós do MTB, Ϫ=diferente do momento 6h do MTB. A diferença significativa adotada para todos os dados foi $p<0,05$.

Tabela 2. Média ± Desvio padrão de todas as variáveis analisadas durante o tempo de recuperação. * = diferente do momento pré do MTA, α = diferente do momento pós do MTA, β = diferente do momento 6h do MTA. Ω = diferente do momento pré do MTB, γ = diferente do momento pós do MTB, Ϫ = diferente do momento 6h do MTB. A diferença significativa adotada para todos os dados foi p<0,05.

	PRÉ	PÓS	6H	24H	48H
			MTA		
PF (kg)	84,16 ± 18,51	67,89 ± 20,04 *	74,86 ± 18,19 *	79,40 ± 20,25 α	82,97 ± 21,68 αβ
TS (kg)	4,57 ± 3,86	3,76 ± 3,21	3,60 ± 3,62	3,42 ± 2,78	3,78 ± 3,79
TC (kg)	25,72 ± 8,24	19,33 ± 8,18 *	22,45 ± 6,07	23,46 ± 6,62	24,28 ± 8,12
AV (%)	80,36 ± 18,77	62,58 ± 19,51	71,63 ± 18,58	76,18 ± 20,01	79,00 ± 21,06
SJ (cm)	34,39 ± 6,08	29,22 ± 6,29 *	34,22 ± 4,53 α	34,32 ± 6,94 α	35,73 ± 7,06 α
CMJ (cm)	37,33 ± 6,15	32,21 ± 6,43 *	36,57 ± 6,34 α	36,69 ± 6,50 α	37,96 ± 6,51 α
SDNN (ms)	48,91 ± 19,86	26,92 ± 8,29 *	48,91 ± 22,44 α	44,18 28,47 α	51,94 ± 23,53 α
RMSSD (ms)	54,32 ± 24,05	25,37 ± 10,35 *	47,53 ± 28,41 α	45,71 ± 38,44	59,23 ± 34,00 α
LF (ms²)	1248,93 ± 807,07	374,23 ± 260,99	1607,76 ± 1341,72 α	1104,26 ± 1147,56	1351,72 ± 948,80
HF (ms²)	1417,32 ± 1451,73	227,32 ± 272,19 *	1150,80 ± 1855,71 α	1087,56 ± 2057,90	1365,03 ± 1396,28
LF/HF (u.a.)	1,26 ± 0,95	2,95 ± 2,57	2,79 ± 2,32	2,07 ± 1,71	1,89 ± 1,51
			MTB		
PF (kg)	90,90 ± 19,72	82,95 ± 18,09	79,92 ±12,75	82,61 ± 14,80	88,22 ± 17,64
TS (kg)	4,32 ± 3,67	3,61 ± 2,91	4,62 ± 3,72	4,38 ± 3,59	4,59 ± 3,05
TC (kg)	32,77 ± 6,25	27,76 ± 6,70	32,20 ± 7,08	31,16 ± 4,54	31,10 ± 8,28
AV (%)	84,78 ± 18,20	78,76 ± 19,26	77,01 ± 13,33	77,68 ± 15,90	84,03 ± 16,72
SJ (cm)	36,82 ± 5,05	34,59 ± 5,34	35,01 ± 4,14	37,67 ± 5,17 γ	38,35 ± 4,08 γβ
CMJ (cm)	39,51 ± 4,16	36,53 ± 5,21 Ω	37,41 ± 4,71	39,82 ± 5,32 γ	40,09 ± 5,05 γ
SDNN (ms)	43,71 ± 14,86	29,81 ± 14,70	58,72 ± 28,02 γ	50,87 ± 19,68 γ	41,36 ± 13,88
RMSSD (ms)	47,77 ± 18,63	29,03 ± 16,89	64,13 ± 38,92 γ	54,43 ± 27,55 γ	44,72 ± 19,45
LF (ms²)	805,45 ± 502,25	513,77 ± 492,66	1907,49 ± 1836,15 *γ	1242,17 ± 841,63	766,33 ± 507,65 Ϫ
HF (ms²)	999,07 ± 14214,13	383,23 ± 597,65	1876,01 ± 2387,88 γ	1277,94 ± 1530,06	884,16 ± 1070,26
LF/HF (u.a.)	1,84 ± 2,11	3,78 ± 4,25	1,98 ± 1,71	1,55 ± 1,19 γ	1,54 ± 1,05 γ

PF= pico de força, TS= twitch superimposed, TC= twitch control, AV= ativação voluntária, SJ= squat jump, CMJ= countermovement jump, SDNN= desvio padrão dos iNN , RMSSD= raiz quadrada média da diferença entre os iNN sucessivos, LF= low frequency, HF= high frequency, LF/HF= relação entre LF e HF.

Tabela 3. Média ± Desvio padrão expressos em delta variação de todas as variáveis analisadas durante o tempo de recuperação. * = diferente do momento pré do MTA, α = diferente do momento pós do MTA, β = diferente do momento 6h do MTA. Ω = diferente do

momento pré do MTB, γ = diferente do momento pós do MTB, Ϫ = diferente do momento 6h do MTB. A diferença significativa adotada para todos os dados foi p<0,05.

	PRÉ	PÓS	6H	24H	48H
			DELTA RELATIVO MTA		
PF (%)	100 ± 0	79,92 ± 11,36 *	88,87 ± 8,63 *	93,85 ± 7,89 α	97,97 ± 8,89 α
TS (%)	100 ± 0	83,13 ± 60,26	71,81 ± 50,48	82,55 ± 38,20	77,91 ± 51,40
TC (%)	100 ± 0	76,53 ± 28,36 *	90,99 ± 21,06	95,15 ± 25,46	97,88 ± 30,13
AV (%)	100 ± 0	98,22 ± 10,77	103,03 ± 9,06	104,00 ± 8,30	100,99 ± 8,02
SJ (%)	100 ± 0	85,58 ± 13,28 *	96,39 ± 7,26 α	99,91 ± 9,70 α	103,92 ± 7,96 α
CMJ (%)	100 ± 0	86,48 ± 10,40 *	95,31 ± 5,55 α	98,39 ± 7,18 α	102,81 ± 8,33 αβ
SDNN (%)	100 ± 0	59,71 ± 20,26 *	103,49 ± 27,09 α	83,77 ± 39,08	105,88 ± 19,11 α
RMSSD (%)	100 ± 0	49,65 ±16,69 *	91,76 ± 36,32 α	85,56 ± 33,51	108,85 ± 37,91 α
LF (%)	100 ± 0	41,48 ± 34,14	128,07 ± 56,06 α	102,13 ± 86,49	114,66 ± 53,76
HF (%)	100 ± 0	21,60 ± 23,46 *	86,79 ± 68,36 α	77,80 ± 57,22	97,16 55,10
LF/HF (%)	100 ± 0	252,50 ± 211,74	263,36± 269,46	166,59 ± 116,59	175,67 ± 142,29
			DELTA RELATIVO MTB		
PF (%)	100 ± 0	91,72 ± 10,42	92,33 ± 10,94	91,94 ± 9,90	97,72 ±9,14
TS (%)	100 ± 0	72,90 ± 47,43	87,55 ± 48,40	89,32 ± 62,32	104,29 ±55,54
TC (%)	100 ± 0	84,77 ± 13,28	97,92 ± 9,85	96,18 ± 9,22	96,09 ±23,55
AV (%)	100 ± 0	99,39 ± 5,03	100,10 ± 6,42	99,81 ± 6,69	99,13± 4,71
SJ (%)	100 ± 0	94,02 ± 7,20	96,62 ± 6,70	103,67 ± 6,07 γ	104,79 ±8,38 γβ
CMJ (%)	100 ± 0	92,30 ± 6,08 Ω	94,19 ± 7,56	100,10 ±6,78	101,52 ±7,85 γβ
SDNN (%)	100 ± 0	68,03 ± 19,89	128,96 ± 39,92 γ	123,30 ±43,83 γ	103,63 ± 46,89
RMSSD (%)	100 ± 0	57,84 ± 20,36	126,53 ± 40,59 γ	116,40 ±41,58 γ	95,76 ±27,39
LF (%)	100 ± 0	79,73 ± 63,86	212,93 ±51,91	247,23 ±245,82	221,84 ± 352,70
HF (%)	100 ± 0	42,22 ± 36,18	179,24 ± 124,10 γ	215,85 ± 222,94 Ωγ	114,77 ± 78,80
LF/HF (%)	100 ± 0	263,12 ± 180,37	131,77 ± 61,94	152,83 ±103,36	137,23 ± 109,48

PF= pico de força, TS= twitch superimposed, TC= twitch control, AV= ativação voluntária, SJ= squat jump, CMJ= countermovement jump, SDNN= desvio padrão dos iNN , RMSSD= raiz quadrada média da diferença entre os iNN sucessivos, LF= low frequency, HF= high frequency, LF/HF= relação entre LF e HF.

DISCUSSÃO

O principal objetivo do presente trabalho foi investigar a dinâmica de recuperação de variáveis neuromusculares e autonômicas após duas sessões agudas de treinamento resistido com diferentes características. A partir dos resultados encontrados tem-se que os dois modelos de treinos utilizados (MTA e MTB) levaram a diferentes configurações no comportamento das variáveis analisadas. De uma maneira geral, tem-se que o MTA foi responsável por promover maiores decaimentos das variáveis analisadas no momento pós teste, além de um maior

tempo de recuperação total dessas variáveis. O que contradiz nossa hipótese que dizia que o treino de maior intensidade exigiria um tempo maior de recuperação das variáveis até recuperarem os valores iniciais.

Em relação às sessões de treino do pré-experimento, pode-se observar pela figura 3 que o volume praticamente se manteve constante, com valor significativamente menor apenas na semana de familiarização, o que era esperado, já que receberam orientação para realizarem os treinos em intensidades e volumes mais baixos, e também apresentaram um aumento significativo da semana 1 para a semana 2 da adaptação. Por outro lado, a intensidade e sobretudo a carga do momento pré experimento apresentaram um aumento ao longo das semanas. Esta distribuição das cargas externas treino do pré-experimento resultou em uma daptação neuromuscular dos participantes, fato confirmado pelo aumento significativo no número de repetições em 84% apresentado no teste de força realizado realizado após o período de adaptação, confirmando que o programa de treino utilizado durante as 4 semanas de adaptação foram eficientes em promover adaptações na força dos participantes, resultado que corrobora com diversos estudos da área (KIM et al. 2011; NACLERIO. et al. 2013; TRINDADE et al. 2019; LASEVICIUS et al., 2018). Kim et al (2011), encontrou que em mulheres jovens, após 4 semanas de treinamento resistido tradicional com 5 exercícios, realizados 3 vezes na semana, nas fases iniciais da periodização, houve um ganho de força de 25%. Lasevicius et al. (2018) encontrou ganhos de até 32% na força de adultos jovens após a realização de 6 semanas de treinamento resistido com sessões de 1 exercício sendo realizado em 3 séries com intensidade de 60% de 1RM. A etapa pré-experimento foi muito importante para nosso estudo, pois garantiu que todos os participantes estivessem adaptados aos modelos de treinamento utilizados na fase experimental.

Já em relação à semana de experimento, como esperado, a intensidade, volume e a carga externa foram diferentes, assim como os diferentes modelos de treinamento propostos na literatura (RATAMESS, 2009; LATELLA et al. 2017; BOMPA, HAFF, 2009, WALKER et al. 2012). As duas sessões de treino foram diferentes significativamente em quase todos os aspectos analisados (intensidade, volume e carga externa e interna), porém, foram iguais em relação à intensidade (PSE) da carga interna informada pelos participantes após a realização das sessões, o que evidencia que sessões de treino realizadas até a falha da musculatura, mesmo apresentando distribuição de volumes e intensidades externas diferentes não apresentam diferenças na perceção interna do indivíduo (CHAPMAN et al., 2019; VASQUEZ et al., 2013).

O comportamento do pico de força após realização de estímulos de treino de diferentes volumes e intensidades apresentam resultados conflitantes na literatura (LATELLA et al., 2017; BEHM et al., 2002; WALKER et al., 2012; NICHOLSON et al., 2014; BRANDON et al., 2015). Latella et al. (2017), apesar de não encontrarem diferenças significativas entre a queda do pico de força imediatamente após a realização do exercício cadeira extensora com diferentes volumes e intensidades, observaram que os valores do treino mais volumoso (3 x 12RM) precisaram de 2 horas para retornarem aos valores basais, já no treino mais intenso (5 x 3RM) os valores retornaram às basais 6 horas após o estímulo. Nicholson et al. (2014) também não encontrou diferenças significantes na queda do pico de força quando comparou a recuperação após a realização do exercício agachamento na barra guiada com diferentes características de volume e intensidade (4 x 6RM e 4 x 10RM). Brandon et al. (2015), por outro lado, encontrou uma maior queda no pico de força após a realização do exercício agachamento livre com maior intensidade e menor volume (4 x 6RM) quando comparado com treino de maior volume e menor intensidade (4 x 10RM). Walker et al. (2012), analisou a recuperação após a realização do exercício leg press com duas diferentes configurações de volume e intensidade (15 x 1 RM e 5 x 10 RM), e também observou que a recuperação é mais lenta após a realização de estímulos mais intensos e menos volumosos. Nosso estudo, no entanto, constatou que a sessão de MTA gera queda mais acentuada na força pico do que MTB, resultados similares foram encontrados no estudo de Behm et al. (2002), Além disso também observamos um tempo de recuperação de pelo menos 24 horas para serem retomados os valores de força do pré teste no MTA, o que pode ser explicado pela presença de um treino completo, o que exige um maior tempo de recuperação, diferente do estudo de Latella et al., 2017 que analisou apenas um exercício isolado.

Nosso estudo também mostrou que o MTB não foi suficiente para produzir alterações no comportamento do pico de força. Uma possível explicação para esse dado está associada com o metabolismo de fosfocreatina. Diversos estudos (HULTMAN; SJOHOLM, 1983; SAHLIN; REN, 1989; DEGROOT et al., 1993; WILSON et al., 1985) apontam que o declínio da força após a realização de um exercício está associado a diversas mudanças metabólicas, dentre elas o decaimento dos estoques de creatina fosfato muscular. Sabe-se que uma total recuperação dos estoques de fosfocreatina pode levar de 3 a 5 minutos de descanso (HULTMAN; SJOHOLM, 1983), porém, à partir de 2 minutos de descanso os estoques já estão quase que totalmente recuperados (BOGDANIS et al., 1995). Portanto, como no MTB o intervalo utilizado entre as séries era maior (2 minutos entre o mesmo exercício e 3 minutos de um exercício para outro), esse tempo pode ter sido suficiente para uma maior recuperação

dos estoques de fosfocreatina intramuscular, e desse modo ess treino não promoveu quedas significantes no pico de força.

Tanto no MTA quanto no MTB, não foi observado nenhuma variação nos valores de TS e AV no momento pós teste, logo, as características de fadiga central aparentemente não foram afetadas (MÁRQUEZ et al., 2017). Em contrapartida, para o MTA, a queda significativa do TC pode sugerir que houve a presença de mecanismos periféricos atuando na queda da força pico. Assim sendo, apesar de o sistema nervoso central ter sido eficiente em enviar estímulos para a ativação muscular, a capacidade contrátil do músculo estava comprometida (GANDEVIA, 2001; BAKER et al., 1993; MÁRQUEZ, et al., 2017). A redução da amplitude do TC pode estar associada a alguns fatores, dentre eles o acúmulo de íons H^+ e fosfato inorgânico (Pi) que comprometem a contração muscular e consequentemente o desenvolvimento de força (GANDEVIA, 2001; ALLEN, 2008; MÁRQUEZ et al., 2017).

Para os dados de salto, sabe-se que o Squat Jump permite avaliar a impulsão vertical produzida de forma concêntrica, e o Countermovement Jump emprega o ciclo de alongamento-encurtamento para potencializar a utilização da energia elástica (RODRIGUES; MARINS, 2011). A altura atingida pelo CMJ é normalmente maior do que a atingida pelo SJ, o que pode ser justificado pelo mecanismo de armazenamento e utilização de energia elástica dos músculos, pois quando há a passagem da fase excêntrica para a concêntrica rapidamente, os músculos podem utilizar essa energia, assim aumentando a geração de força no CMJ (RODRIGUES; MARINS, 2011). Pareja-blanco et al., 2017, encontraram que a altura do CMJ após 3 séries de 12 repetições até a falha no exercício de supino reto e agachamento livre, demorou 6 horas para retornar aos valores de linha de base, resultados similares ao encontrados em nosso estudo. Por outro lado, em estudo similar, Morán Navarro et al., 2017, encontrou que a altura do CMJ só retornou aos valores de linha de base 72 horas após a realização de 3 séries de 10 repetições máximas no supino reto e agachamento livre. Porém os estudos de Pareja-blanco et al., 2017 e Morán Navarro et al., 2017 utilizaram apenas exercícios isolado, enquanto o presente estudo utilizou uma sessão completa de treinamento

De acordo com nossos achados, tanto os valores de SJ quanto os valores de CMJ apresentam o mesmo comportamento no MTA, indicando que houve uma diminuição significativa na altura do salto do momento pré para o momento pós, mas que no momento 6 horas essa altura já voltou aos valores absolutos de linha de base e se manteve constante em 24 horas e 48 horas. Já, para MTB, os saltos SJ e CMJ apresentaram uma redução na altura do momento pré para pós-teste, e essa altura permaneceu constante até o momento 6 horas, sendo diferente do momento pós-teste apenas em 24 horas e 48 horas. Ou seja, a recuperação da

altura dos saltos teve uma tendência de ser mais lenta no MTB quando comparada ao MTA. Isso aparenta indicar que a habilidade explosiva de desenvolvimento de força em membros inferiores seja mais comprometida após a realização de MTB do que MTA. A aplicação dos testes de salto vertical, são especialmente sugeridos para atletas que estão submetidos a movimentos repetitivos, onde as demandas fisiológicas da modalidade são caracterizadas por esforços com contexto intermitentes (RODRIGUES; MARINS, 2011). Essa redução na capacidade de produção de potência para membros inferiores, pode interferir negativamente no rendimento dos atletas em treinamentos e competições, portanto uma recuperação dessa habilidade faz-se necessário até que o indivíduo seja exposto a um novo estímulo.

No tocante à modulação autonômica cardíaca, sabe-se que os níveis de SDNN estão relacionados ao comportamento tanto do sistema nervoso simpático quanto parassimpático, níveis de RMSSD e HF estão relacionados apenas ao sistema parassimpático, valores de LF se referem a variações no sistema simpático, e LF/HF tem uma relação com o balanço simpático-parassimpático (SHAFFER; GINSBERG, 2017). No geral, quando realizado o MTA as variáveis SDNN, RMSSD, LF e HF apresentaram curvas de comportamento de valores absolutos semelhantes. Sendo que esse comportamento apresentou uma queda significativa do momento pré para o momento pós-teste (exceto LF), seguido de aumento significativo do momento pós-teste para o momento 6 horas (onde retornaram aos valores de pré-teste), se mantendo constantes até os momentos 24 horas e 48 horas. Com isso, pode-se dizer que a atividade parassimpática apresentou uma queda no momento pós-teste e retornou aos valores de linha de base no momento 6 horas, já atividade simpática, evidenciada principalmente pela variável LF, não apresentou mudanças do momento pré para o momento pós teste. Já, LF/HF apesar de uma tendência de aumento do momento pré para o momento pós-teste, não apresentaram nenhuma diferença significativa nos momentos analisados.

Por outro lado, quando realizado o MTB as curvas de valores absolutos de SDNN, RMSSD, LF e HF apresentaram um comportamento um pouco diferente do que para MTA. Sendo que, apesar de uma redução aparente, não houve redução significativa do momento pré-teste para o momento pós-teste, porém no momento 6 horas os valores atingiram seu pico e foram sempre maiores que o momento pós teste, seguidos também de uma queda até os valores de linha de base nos momentos 24 horas e 48 horas. Ou seja, para o MTB, não houve redução da atividade simpática e parassimpática no momento pós teste, e ambas foram iguais no período investigado. Além disso, as variáveis analisadas apresentaram uma tendência de aumento no do momento pós-teste para 6 horas, sendo que LF apresentou aumento significativo entre esses momentos, evidenciando um aumento da atividade simpática 6 horas

após o MTB. Já LF/HF, apesar de uma tendência de aumento do momento pré para o momento pós teste, não apresentou diferenças significativas nesses momentos, porém o momento pós teste foi significativamente maior que os momentos 24 horas e 48 horas, evidenciando um pico do balanço simpato vagal no momento pós-teste.

Foi encontrado um único estudo na literatura (CHEN et al. 2011) que analisou o comportamente de LF e HF ao longo do tempo de recuperação. No qual, foi mostrado que LF retornou aos valores de linha de base 48 horas após a realização do treino, já HF precisou de 72 horas para recuperar os valores basais. Esse maior tempo necessário para a recuperação dessas variáveis quando comparado ao nosso estudo, pode ser explicado pelo fato de que no estudo de Chen et al. (2011), a carga e duração do treino foram muito maiores do que as empregadas no presente estudo. Outros estudos (HEFFERMAN et al., 2006; RESK et al., 2006 e ISIDORO et al., 2017) analisaram a modulação autonômica cardíaca no treinamento resistido utilizando-se apenas um modelo de treino que foi analisado somento nos momentos pré e pós exercício. Sendo que todos os estudos apresentaram redução na atividade parassimpática pós exercício, assim como foi encontrado no MTA. Dessa forma percebe-se que o presente estudo, apresenta contribuições originais graças ao seu desenho metodológico que compreende uma avaliação comparando dois modelos de treino distindos, ao longo de um período completo de recuperação.

APLICAÇÕES PRÁTICAS

O presente estudo apresenta informações relevantes que podem ser aplicadas por treinadores, atletas de diferentes modalidades e praticantes recreacionais de treinamento resistido, especialmente no tocante a melhoras na organização e periodização do treinamento. O grande diferencial dessa pesquisa foi a utilização modelos de treinos completos tradicionais, presentes no dia a dia dos praticantes, além da realização de uma análise da dinâmica de recuperação de variáveis neuromusculares em diversos momentos do período pós treino, ao longo de 48 horas. Nossos achados evidenciaram que um modelo de treinamento resistido com maior volume e menor intensidade, executado com repetições até a falha concêntrica da musculatura, apresenta maiores impactos na fadiga periférica além de maiores comprometimentos na atividade parassimpática. Consequentemente, demanda maior tempo de recuperação do que um modelo de treino com maior intensidade e menor volume. Sugere-se que após a realização de um treinamento com maior volume e menor intensidade, seja respeitado um período mínimo de 24 horas de recuperação, para que um novo estímulo envolvendo o mesmo grupamento muscular seja aplicado novamente. Além disso, para atletas

que treinam diariamente, e inclusive muitas vezes realizam duas sessões de treino por dia (sendo normalmente uma sessão de treinamento resistido e outra sessão mais específica de sua modalidade), é recomendado que a sessão de treinamento resistido desse dia conte com exercícios desempenhados com intensidades mais altas e consequentemente volumes mais baixos, para que não reflita em perca de rendimento da sessão subsequente. Já que nossos resultados mostraram que esse tipo de treino, mesmo realizado até a falha, não gera comprometimentos agudos significativos nas variáveis neuromusculares.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

Por fim, pode-se concluir que ainda existe uma grande disparidade nas respostas de estudos comparando as recuperações neuromusculares e autonômicas após a realização de estímulos agudos com diferentes configurações de volume e intensidade no treinamento resistido. Sendo que em nosso estudo, no geral, o MTA apresentou maiores comprometimentos nas variáveis analisadas, além de demandarem um maior tempo de recuperação necessário até que os valores reestabelecessem aos níveis basais. Além disso, a dinâmica de recuperação parece ser multifatorial, portanto, é importante que em estudos futuros, as variáveis neuromusculares e autonômicas sejam avaliadas em conjunto com outros fatores, como aspetos metabólicos e mecânicos para um melhor entendimento e respostas mais robustas possam ser encontradas.

REFERÊNCIAS

ACHARYA, U. R.; JOSEPH, K. P.; KANNATHAL, N.; LIM, C. M.; SURI, J. S. Heart rate variability: a review. **Medical and biological engineering and computing**, v. 44, n. 12, pp. 1031-1051, 2006.

AHTIAINEN, J. P.; PAKARINEN, A.; ALEN, M.; KRAEMER, W. J.; HÄKKINEN, K. Short vs. long rest period between the sets in hypertrophic resistance training: influence on muscle strength, size, and hormonal adaptations in trained men. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v.19, n. 3, 572-582, 2005.

ALLEN D. G.; LAMB G. D.; WESTERBLAD H. Skeletal muscle fatigue: cellular mechanisms. **Physiol Rev**, v. 88, pp. 287–332, 2008.

ALLEN, G.; GANDEVIA, S.; MCKENZIE, D. Reliability of measurements of muscle strength and voluntary activation using twitch interpolation. **Muscle & nerve**, v. 18, n. 6, pp. 593-600, 1995.

AUBERT, A. E.; SEPS, B.; BECKERS, F. Heart rate variability in athletes. **Sports Medicine**, v. 33, n. 12, pp. 889-919, 2003.

BAKER A.; KOSTOV K.; MILLER R.; WEINER M. Slow force recovery after long-duration exercise: metabolic and activation factors in muscle fatigue. **J Appl Physiol**, v. 74, pp. 2294–2294, 1993.

BASSEY, E. J.; FIATARONE, M. A.; O'NEILL, E. F.; KELLY, M.; EVANS, W. J.; LIPSITZ, L. A. Leg extensor power and functional performance in very old men and women. **Clinical science**, v. 82, n. 3, pp. 321-327, 1992.

BEHM D. G.; REARDON G.; FITZGERALD J.; DRINKWATER E. The effect of 5, 10, and 20 repetition maximums on the recovery of voluntary and evoked contractile properties. **J. Strength Cond. Res**, v. 16, n. 2, pp. 209-18, 2002

BEHM, D.; ST-PIERRE, D.; PEREZ, D. Muscle inactivation: assessment of interpolated twitch technique. **Journal of applied physiology,** v. 81, n. 5, pp. 2267-2273, 1996.

BELANGER, A.; MCCOMAS, A. Extent of motor unit activation during effort. **Journal of applied physiology,** v. 51, n. 5, pp.1131-1135, 1981

BIGLAND-RITCHIE, B.; FURBUSH, F.; WOODS, J. Fatigue of intermittent submaximal voluntary contractions: central and peripheral factors. **Journal of applied physiology**, v. 61, n. 2, 421-429, 1986.

BLOOMFIELD, D. M.; MAGNANO, A.; BIGGER, J. T.; RIVADENEIRA, H.; PARIDES, M.; STEINMAN, R. C. Comparison of spontaneous vs. metronome-guided breathing on assessment of vagal modulation using RR variability. **American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology**, v. 280, n. 3, pp. H1145-H1150, 2001.

BOGDANIS, G. C.; NEVILL, M. E.; BOOBIS, L. H.; LAKOMY, H. K.; NEVILL, A. M. Recovery of power output and muscle metabolites following 30s of maximal sprint cycling in man. **The Journal of physiology**, v. 482, n. 2, pp. 467–480, 1995. [DOI:10.1113/jphysiol.1995.sp020533]

BOMPA, T. O.; HAFF, G. G. **Periodization: Theory and methodology of training**. Human Kinetics Publishers, 2009.

BOSQUET, L.; GAMELIN, F. X.; BERTHOIN, S. Is aerobic endurance a determinant of cardiac autonomic regulation? **European Journal of Applied Physiology**, v. 100, n. 3, pp. 363-369, 2007.

BRANDON, R.; HOWATSON, G.; STRACHAN, F.; HUNTER, A. M. Neuromuscular response differences to power vs strength back squat exercise in elite athletes. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v. 25, n. 5, pp. 630-639, 2015.

BROWN, L. E.; WEIR, J. P. Asep Procedures Recommendation I: Accurate Assessment of Muscular Strength and Power. **Professionalization of Exercise Physiology**, v. 4, n. 11, 2001.

BROWNSTEIN, C. G.; DENT, J. P.; PARKER, P.; HICKS, K. M.; HOWATSON, G.; GOODALL, S.; THOMAS, K. Etiology and recovery of neuromuscular fatigue following competitive soccer match-play. **Frontiers in Physiology**, v. 8, pp. 831, 2017.

BUCHHEIT, M. Monitoring training status with HR measures: do all roads lead to Rome? **Frontiers in physiology**, v. 5, pp. 73, 2014.

BUCHHEIT, M.; LAURSEN, P. B.; AL HADDAD, H.; AHMAIDI, S. Exercise-induced plasma volume expansion and post-exercise parasympathetic reactivation. **European journal of applied physiology**, v. 105, n. 3, pp. 471, 2009

CAMBRI, L. T.; OLIVEIRA, F. R.; GEVAERD, M. S. Modulação autonômica cardíaca em repouso e controle metabólico em diabéticos tipo 2. **Revista Juiz de Fora**, v. 34, n. 2, 115-121, 2008.

CHAPMAN M.; LARUMBE-ZABALA E.; GOSS-SAMPSON M.; TRIPLETT N. T.; NACLERIO F. Using Perceptual and Neuromuscular Responses to Estimate Mechanical Changes During Continuous Sets in the Bench Press. **J Strength Cond Res**, v. 33, n. 10, pp. 2722-2732, 2019.[DOI:10.1519/JSC.0000000000002516].

CHEN, J. L.; YEH, D. P.; LEE, J. P; CHEN, C. Y; HUANG, C. Y; et al. Parasympathetic nervous activity mirrors recovery status in weightlifting performance after training. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 25, n. 6, pp.1546-1552, 2011.

DEGROOT M.; MASSIE B. M.; BOSKA M.; GOBER J.; MILLER R. G.; WEINER M. W. Dissociation of [H+] from fatigue in human muscle detected by high time resolution. **Muscle Nerve**, v. 16, n.1, pp. 91-8, 1993.

FAIGENBAUM A. D.; LLOYD R. S.; MACDONALD J.; MYER G. D. Citius, Altius, Fortius: beneficial effects of resistance training for young athletes. **Br. J. Sports Med. V.,** 50, pp. 3–7, 2016.

FERREIRA, M. JR.; ZANESCO, A. Heart rate variability as important approach for assessment autonomic modulation. **Motriz: Revista de Educação Física**, v. 22, n. 2, pp. 3-8, 2016. [DOI:10.1590/S1980-65742016000200001]

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, pp. 994-1000, 2015.

FORD, P.; CROIX, M.; LLOYD, R.; MEYERS, R.; MOOSAVI, M.; et al. The long-term athlete development model: physiological evidence and application. **J. Sports Sci**, v. 29, pp. 389–402, 2011.

FOSTER; C. Monitoring training in athletes with reference to overtraining syndrome. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 30, pp. 1164-1168, 1998.

GANDEVIA; S. C. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. **Physiological reviews**, v. 8, n. 4, pp. 1725-1789, 2001.

GIRARD, O.; BISHOP, D. J.; RACINAIS, S. Neuromuscular adjustments of the quadriceps muscle after repeated cycling sprints. **Plos One**, v. 8, n. 5, pp. e61793, 2013

GIROUX, C.; RODUIT, B.; RODRIGUEZ-FALCES, J.; DUCHATEAU, J.; MAFFIULETTI, N. A.; PLACE, N. Short vs. long pulses for testing knee extensor neuromuscular properties: does it matter? **European Journal of Applied Physiology**, v. 118, n. 2, pp. 361-369, 2018.

GRANACHER, U.; LESINSKI, M.; BÜSCH, D.; MUEHLBAUER, T.; PRIESKE, O.; et al. Effects of Resistance Training in Youth Athletes on Muscular Fitness and Athletic Performance: A Conceptual Model for Long-Term Athlete Development. **Frontiers in Physiology**, v**.** 7, pp. 164, 2016. [DOI:10.3389/fphys.2016.00164]

HAFF, G.; TRIPLETT, N. T. **Essentials of strength training and conditioning. National Strength and Conditioning Association (NSCA),** 4th edition, 2015.

HÄKKINEN, K. Neuromuscular fatigue in males and females during strenuous heavy resistance loading. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, v. 34, n. 4, pp. 205-214, 1994.

HÄKKINEN, K. Neuromuscular fatigue and recovery in women at different ages during heavy resistance loading. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, v. 35, n. 7, pp. 403-413, 1995.

HEART RATE VARIABILITY: STANDARDS OF MEASUREMENT; PHYSIOLOGICAL INTERPRETATION AND CLINICAL USE. T**ask Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology**. Circulation, v. 93, n. 5, pp. 1043–65, 1996.

HEDELIN, R.; BJERLE, P.; HENRIKSSON-LARSEN, K. Heart rate variability in athletes: relationship with central and peripheral performance. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 33, n. 8, pp. 1394-1398, 2001.

HEFFERNAN, K. S.; KELLY, E. E.; COLLIER, S. R.; FERNHALL, B. Cardiac autonomic modulation during recovery from acute endurance versus resistance exercise. **European Journal of Cardiovascular Prevention & Rehabilitation**, v. 13, n. 1, pp. 80-86, 2006.

HERBERT, R.; GANDEVIA, S. Twitch interpolation in human muscles: mechanisms and implications for measurement of voluntary activation. **Journal of Neurophysiology**, v. 82, n. 5, pp. 2271-2283, 1999.

HULTMAN E, SJOHOLM H. Energy metabolism and contraction force of human skeletal muscle in situ during electrical stimulation. **J Physiol**, v. 345, pp. 525-32, 1983.

IDE, B. N.; LEME, T. C.; LOPES, C. R.; MOREIRA, A.; DECHECHI, C. J.; et al. Time course of strength and power recovery after resistance training with different movement velocities. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 25, n. 7, pp. 2025-2033, 2011.

ISIDORO, N. J.; SANTANA, M. D. R.; VALENTI, V. E.; GARNER, D. M.; DE ABREU, L. C. Cardiac autonomic recovery after strength exercise in lower and upper limbs. **Acta Cardiologica**, v. 72, n. 4, pp. 467–473, 2017. [DOI:10.1080/00015385.2017.1335454]

JENSEN-URSTAD, K.; STORCK, N.; BOUVIER, F.; ERICSON, M.; LINDBLAND, L.; et al. Heart rate variability in healthy subjects is related to age and gender. **Acta Physiologica**, v. 160, n. 3, pp. 235-241, 1997.

KAMOSIŃSKA, B.; NOWICKI, D. Control of the heart rate by sympathetic nerves in cats. **Journal of the Autonomic Nervous System**, v. 26, n. 3, pp. 241-249, 1989.

KIM, E.; DEAR, A.; FERGUSON, S. L.; SEO, D.; BEMBEN, M. G. Effects of 4 weeks of traditional resistance training vs. superslow strength training on early phase adaptations in strength; flexibility; and aerobic capacity in college-aged women. **J Strength Cond Res**, v. 25, n. 11, pp. 3006-13, 2011. [DOI:10.1519/JSC.0b013e318212e3a2]

KINGSLEY, D. J.; FIGUEROA, A. Acute and training effects of resistance exercise on heart rate variability. **Clinical Physiology and Functional Imaging**, v. 36, n. 3, pp. 179-187, 2014.

KIVINIEMI, A. M.; HAUTALA, A. J.; KINNUNEN, H.; NISSILÄ, J.; VIRTANEN, P.; et al. Daily Exercise Prescription Based on Heart Rate Variability among Males and Females. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 41, n. 5, pp. 497, 2009.

KIVINIEMI, A. M.; HAUTALA, A. J.; KINNUNEN, H.; NISSILÄ, J.; VIRTANEN, P.; et al. Daily Exercise Prescription on the Basis of HR Variability among Men and Women. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 42, n. 7, pp. 1355-1363, 2010.

KOBAL, R.; NAKAMURA, F. Y.; MORAES, J. E.; COELHO, M.; KITAMURA, et al. Physical Performance of Brazilian Rugby Players From Different Age Categories and Competitive Levels. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 30, n. 9, pp. 2433-2439, 2016.

KRAEMER, W.; RATAMESS, N. Physiology of resistance training: current issues. **Orthopaedic Physical Therapy Clinics of North America**, v. 9, n. 4, pp. 467-514, 2000.

LASEVICIUS, T.; UGRINOWITSCH, C.; SCHOENFELD, B. J.; ROSCHEL, H.; TAVARES L. D.; et al. Effects of different intensities of resistance training with equated

volume load on muscle strength and hypertrophy. **Eur J Sport Sci**, v. 18, n. 6, pp. 772-780, 2018.

LATELLA, C.; TEO, W. P.; HARRIS, D.; MAJOR, B.; VANDERWESTHUIZEN, D.; et al. Effects of acute resistance training modality on corticospinal excitability; intra-cortical and neuromuscular responses. **European Journal of Applied Physiology**, v. 117, n. 11, 2211-2224, 2017.

LINNAMO, V.; HÄKKINEN, K.; KOMI, P. Neuromuscular fatigue and recovery in maximal compared to explosive strength loading. **European Journal Of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v. 77, n. 1, pp. 176-181, 1997.

LLOYD R, S.; OLIVER, J. L.; FAIGENBAUM, A. D.; HOWARD, R.; DE STE CROIX, M. B.; et al. Long-term athletic development part 1: a pathway for all youth. **J. Strength Cond. Res.**, v. 29, pp. 1439–1450, 2015.

MANGINE, G. T.; HOFFMAN, J. R.; GONZALEZ, A. M.; TOWNSEND, J. R.; WELLS, A. J.; et al. The effect of training volume and intensity on improvements in muscular strength and size in resistance-trained men. **Physiological Reports**, v. 3, n. 8, pp. e12472, 2015.

MÁRQUEZ, G.; ROMERO-ARENAS, S.; MARÍN-PAGÁN, C.; VERA-IBAÑEZ, A.; FERNÁNDEZ DEL OLMO, M.; et al. Peripheral and central fatigue after high intensity resistance circuit training. **Muscle Nerve**, v. 56, n. 1, pp. 152-159, 2017. [DOI: 10.1002/mus.25460]

MAZZETTI, S. A.; KRAEMER, W. J.; VOLEK, J. S.; DUNCAN, N. D.; RATAMESS, N. A.; et al. The influence of direct supervision of resistance training on strength performance. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 32, n. 6, pp. 1175-1184, 2000.

MERTON, P. Voluntary strength and fatigue. **The Journal of physiology**, v. 123, n. 3, pp. 553-564, 1954.

MILIONI, F. **Associações entre; índices fisiológicos e fadiga neuromuscular com padrões de deslocamento e desempenho do chute de finalização no futsal.** Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho" - UNESP; Rio Claro, SP, 2014

MORÁN-NAVARRO, R.; PÉREZ, C. E.; MORA-RODRÍGUEZ, R.; DE LA CRUZ-SÁNCHEZ, E.; GONZÁLEZ-BADILLO, J. J.; et al, Time course of recovery following resistance training leading or not to failure. **European Journal of Applied Physiology**, v. 117, n. 12, pp. 2387–2399, 2017. [DOI:10.1007/s00421-017-3725-7]

MORITANI, T. Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 58, n. 3, pp. 115-130, 1979.

NACLERIO, F.; FAIGENBAUM, A. D.; LARUMBE-ZABALA, E.; PEREZ-BIBAO, T.; KANG, J.; et al. Effects of different resistance training volumes on strength and power in team sport athletes. **J Strength Cond Res**, v. 27, n. 7, pp. 1832-40, 2013. [DOI: 10.1519/JSC.0b013e3182736d10]

NICHOLSON, G.; MCLOUGHLIN, G.; BISSAS, A.; ISPOGLOU, T. Do the acute biochemical and neuromuscular responses justify the classification of strength-and hypertrophy-type resistance exercise? **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 28, n. 11, pp. 3188-3199, 2014.

NÓBREGA, A. C; ARAÚJO, C. G. Heart rate transient at the onset of active and passive dynamic exercise. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 25, n. 1, pp. 37-41, 1993.

OKUNO, N. M.; PEDRO, R. E.; LEICHT, A. S.; DE PAULA RAMOS, S.; NAKAMURA, F. Y. Cardiac autonomic recovery after a single session of resistance exercise with and without vascular occlusion. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 28, n. 4, pp. 1143-1150, 2014.

OLIVEIRA, T. P.; FERREIRA, R. B.; DE ALVARENGA MATTOS, R.; DA SILVA, J. P.; DE LIMA, J. R. P. Influence of water intake on post-exercise heart rate variability recovery. **Journal of Exercise Physiology Online**, v. 14, n. 4, pp. 97-106, 2011.

PAREJA-BLANCO, F.; RODRÍGUEZ-ROSELL, D.; SÁNCHEZ-MEDINA, L.; RIBAS-SERNA, J.; LÓPEZ-LÓPEZ, C.; et al. Acute and delayed response to resistance exercise leading or not leading to muscle failure. **Clinical Physiology and Functional Imaging**, v. 37, n. 6, pp. 630-639, 2017.

PETERSON, M. D.; RHEA, M. R.; ALVAR, B. A. Maximizing strength development in athletes: a meta-analysis to determine the dose-response relationship. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 18, n. 2, pp. 377-382, 2004.

PLOUTZ, L. L.; TESCH, P. A.; BIRO, R. L.; DUDLEY, G. A. Effect of resistance training on muscle use during exercise. **Journal of applied physiology**, v. 76, n. 4, pp. 1675-1681, 1994.

RATAMESS, N. Progression models in resistance training for healthy adults. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 41, n. 3, pp. 687-708, 2009.

REIS, V. M.; JÚNIOR, R. S.; ZAJAC, A.; OLIVEIRA, D. R. Energy cost of resistance exercises: An Update. **Journal of Human Kinetics**, v. 6, pp. 33-39, 2011.

REZK, C.; MARRACHE, R.; TINUCCI, T.; MION, D.; FORJAZ, C. Post-resistance exercise hypotension; hemodynamics; and heart rate variability: influence of exercise intensity. **European Journal of Applied Physiology**, v. 98, n. 1, pp. 105-112, 2006.

RODRIGUES, M. E.; MARINS, J. C. B. Counter movement e squat jump: análise metodológica e dados normativos em atletas. **R. bras. Ci. e Mov**, v. 19, n. 4, pp. 108-119, 2011.

RODRIGUES, J.; YAMANE, A. C.; GONÇALVES, T.; KALVA-FILHO, C.; PAPOTI, M.; et al. Fed and fasted states on heart rate variability; hemodynamic heart rate and blood pressure in adults submitted to moderate aerobic exercise. International journal of cardiology. **Heart & Vasculature**, v. 23, pp. 100378, 2019. [DOI:10.1016/j.ijcha.2019.100378]

ROSENWINKEL, E. T.; BLOOMFIELD, D. M.; ARWADY, M. A.; GOLDSMITH; R. L. Exercise and autonomic function in health and cardiovascular disease. **Cardiology Clinics**, v. 19, n. 3, pp. 369-387, 2001.

ROSS, E. Z.; GOODALL, S.; STEVENS, A.; HARRIS, I. Time course of neuromuscular changes during running in well-trained subjects. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 42, n. 6, pp. 1184-1190, 2010.

SAHLIN, K.; REN, J. M. Relationship of contraction capacity to metabolic changes during recovery from a fatiguing contraction. **J Appl Physiol**, v. 67, pp. 648-54, 1989.

SANTOS, M.; MORAES, F.; MARÃES, V.; SAKABE, D.; TAKAHASHI, A.; et al. Estudo da arritmia sinusal respiratória e da variabilidade da freqüência cardíaca de homens jovens e de meia-idade. **Rev Soc Cardiol**, v. 13, n. 3, supl. A, pp. 15-24, 2003.

SCHMIDTBLEICHER, D. **Training for power events; in Strength and Power in Sport.** Ed Komi P. V.; editor. Oxford: Blackwell; Science Ltd; 381–395, 2004.

SCHMITT, L.; REGNARD, J.; PARMENTIER, A.; MAUNY, F.; MOUROT, L.; et al. Typology of "Fatigue" by heart rate variability analysis in Elite Nordic-skiers. **International Journal of Sports Medicine**, v. 36, n. 12, pp. 999-1007, 2015.

SEILER, S.; HAUGEN, O.; KUFFEL, E. Autonomic recovery after exercise in trained athletes: intensity and duration effects. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 39, n. 8, pp. 1366, 2007.

SHAFFER, F.; GINSBERG, J. P. An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms. **Frontiers in Public Health**, v. 5, pp. 258, 2017. [DOI:10.3389/fpubh.2017.00258].

SPRING, J. R.; BOURDILLON, N.; BARRAL, J. Resting EEG Microstates and Autonomic Heart Rate Variability do not Return to Baseline one Hour After a Submaximal Exercise. **Frontiers in Neuroscience**, v. 12, pp. 460, 2018.

STONE, W. J.; COULTER, S. P. Strength/Endurance Effects From Three Resistance Training Protocols With Women. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 8, n. 4, pp. 231-234, 1994.

TAIPALE, R. S.; HÄKKINEN, K. Acute hormonal and force responses to combined strength and endurance loadings in men and women: the "order effect". **Plos One**, v. 8, n. 2, pp. e55051, 2013.

TAIPALE, R. S.; SCHUMANN, M.; MIKKOLA, J.; NYMAN, K.; KYRÖLÄINEN, H.; et al. Acute neuromuscular and metabolic responses to combined strength and endurance loadings: the "order effect" in recreationally endurance trained runners. **Journal of Sports Sciences**, v. 32, n. 12, pp. 1155-1164, 2014.

TARVAINEN, M. P.; NISKANEN, J.-P.; LIPPONEN, J. A.; RANTA-AHO, P. O.; KARJALAINEN; P. A. Kubios HRV–heart rate variability analysis software. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, v. 113, n. 1, pp. 210-220, 2014

THOMAS, K.; BROWNSTEIN, C. G;; DENT, J.; PARKER, P.; GOODALL, S.; et al. Neuromuscular Fatigue and Recovery after Heavy Resistance, Jump and Sprint Training. **Med Sci Sports Exerc.**, v. 50, n. 12, pp. 2526-2535, 2018

TOIGO, M.; BOUTELLIER, U. New fundamental resistance exercise determinants of molecular and cellular muscle adaptations. **European Journal of Applied Physiology**, v. 97, n. 6, pp. 643-663, 2006.

TRINDADE, T. B.; PRESTES, J.; NETO L. O.; MEDEIROS, R. M. V.; TIBANA, R. A.; DE SOUSA, N. M. F.; et al. Effects of Pre-exhaustion Versus Traditional Resistance Training on Training Volume, Maximal Strength, and Quadriceps Hypertrophy. **Front Physiol**, v. 19, n. 10, pp. 1424, 2019. [DOI:10.3389/fphys.2019.01424]

UGRINOWITSCH, C.; TRICOLI, V.; BATISTA, M.; RODACKI, A. L. F.; RICARD; M. D. Influence of Training Background on Jumping Height. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 38, n. 5, pp. S297, 2006.

VANDERLEI, L. C. M.; PASTRE, C. M.; HOSHI, R. A.; CARVALHO, T. D. D.; GODOY, M. F. D. Noções básicas de variabilidade da frequência cardíaca e sua aplicabilidade clínica. **Rev Bras Cir Cardiovasc**, v. 24, n. 2, pp. 205-217, 2009.

VASQUEZ, L. M.; MCBRIDE, J. M.; PAUL, J. A.; ALLEY, J. R.; CARSON, L. T.; et al. Effect of resistance exercise performed to volitional failure on ratings of perceived exertion. **Percept Mot Skills**, v. 117, n. 3, pp. 881-91, 2013.

WALKER, S.; DAVIS, L.; AVELA, J.; HÄKKINEN, K. Neuromuscular fatigue during dynamic maximal strength and hypertrophic resistance loadings. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 22, n. 3, pp. 356-362, 2012

WELLAUER, V.; MORF, C.; MINETTO, M. A.; PLACE, N.;MAFFIULETTI, N. A. Assessment of quadriceps muscle inactivation with a new electrical stimulation paradigm. **Muscle & Nerve**, v. 51, n. 1, pp. 117-124, 2015

WILSON, J. R.; MCCULLY, K. K.; MANCINI, D. M.; BODEN, B.; CHANCE, B. Relationship of muscular fatigue to pH and diprotonated Pi in humans: a 31P-NMR study. **J Appl Physiol**, v. 64, n. 6, pp. 2333-9, 1985.

ZATSIORSKY, V. M. **Science and Practice of Strength Training.** Champaign; Illinois: Human Kinetics Books, 1995.