



UnB

**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO *STRICTO-SENSU* EM
EDUCAÇÃO FÍSICA**

**AVALIAÇÃO DA RELAÇÃO ENTRE A FORÇA MÁXIMA E
PARÂMETROS DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS NA TAXA DE
DESENVOLVIMENTO DE FORÇA DE JOGADORES DE
BASQUETEBOL**

Hiury Caio Pinheiro Brandão

Brasília

Julho de 2023

**AVALIAÇÃO DA RELAÇÃO ENTRE A FORÇA MÁXIMA E
PARÂMETROS DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS NA TAXA DE
DESENVOLVIMENTO DE FORÇA DE JOGADORES DE
BASQUETEBOL**

Hiury Caio Pinheiro Brandão

Dissertação apresentada à Faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília, como requisito final para a obtenção do grau de Mestre em Educação Física.

ORIENTADOR: JAKE CARVALHO DO CARMO

HIURY CAIO PINHEIRO BRANDÃO

AVALIAÇÃO DA RELAÇÃO ENTRE FORÇA MÁXIMA E PARÂMETROS DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS NA TAXA DE DESENVOLVIMENTO DE FORÇA DE JOGADORES DE BASQUETEBOL.

Dissertação apresentada como requisito final para obtenção do título de Mestre em Educação Física pelo Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília.

Banca examinadora:

Prof. Dr. Jake Carvalho do Carmo
(Orientador - FEF/UnB)

Prof. Dr. Leonardo Lamas Leandro Ribeiro
(Examinador Interno – FEF/UnB)

Prof. Dr. Marcelino Monteiro de Andrade
(Examinador Externo – FGA-UnB/DF)

Prof. Dr. Rinaldo André Mezzarane
(Examinador Suplente – FEF-UnB/DF)

Brasília – DF, 31 de Julho de 2023

A minha família, ao basquetebol,
ao meu orientador
e a todos que contribuíram para esse momento.

Dedico

AGRADECIMENTOS

Começo agradecendo a Deus pelo dom da vida e pela oportunidade de me fazer aprender muito com todo o processo vivido nela. Por seguinte, gostaria de agradecer a minha família, minha mãe Mara Cláudia por não medir esforços para que eu vivesse as melhores coisas do mundo, mesmo com todas as dificuldades financeiras sempre buscou proporcionar tudo ao melhor modo para mim e meu irmão, obrigado mãe você é a imagem de resiliência, persistência e determinação que eu sempre precisei nessa jornada.

Ao meu pai Hedielder Brandão por me ensinar muito sobre a vida, por se fazer uma imagem referencial do bem para mim e por me incentivar em tudo em que me propus a fazer, obrigado pai você me apresentou o mundo dos esportes, música e do senso crítico, gostaria de agradecer ao meu irmão Hyan Brandão que assumiu uma responsabilidade muito grande nos últimos anos a qual exigiu muito do seu amadurecimento, obrigado por tudo “bro” você é o tipo de homem que gostaria de me tornar em um futuro não tão distante, gostaria de agradecer a minha namorada Gabriela Capelli Cartaxo que em todos estes momentos me ensinou diariamente através do exemplo como ser um ser humano maravilhoso, obrigado meu amor, você é a companheira que eu sempre quis para o resto da minha vida.

Agradeço aos colegas de jornada acadêmica que nunca negaram uma informação, uma ajuda e nem suporte quando me via em apuros, em especial quero agradecer ao meu orientador Jake Carvalho do Carmo que persistiu comigo e acreditou em mim o quanto fosse necessário, professor obrigado por nunca me abandonar mesmo apesar das adversidades e problemas, o senhor cumpriu comigo com êxito o papel de educador e professor, você é o exemplo de professor que eu vou trabalhar para ser para os meus alunos.

Agradeço também a todas as pessoas que nessa fase me ajudaram de qualquer maneira, me dando comida quando passei fome, me dando teto quando precisei, e até compartilhando internet, obrigado por confiarem em mim. Por fim, porém não menos importante, agradeço ao basquetebol, obrigado por me proporcionar os melhores momentos que eu pude viver dentro da carreira que eu escolhi para minha vida, obrigado por me inspirar a continuar estudando e sempre me aprofundando em seus conhecimentos.

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS.....	7
CAPITULO 1- INTRODUÇÃO.....	8
CAPITULO 2- JUSTIFICATIVA.....	13
CAPITULO 3- OBJETIVOS.....	14
3.1- Geral.....	14
3.2- Específicos.....	14
CAPITULO 4- HIPOTHESES.....	14
CAPITULO 5- REVISÃO DE LITERATURA.....	16
5.1- Força Máxima e Velocidade do desenvolvimento da força no Esporte.....	16
5.2- Parâmetros Eletromiograficos.....	25
CAPITULO 6- MATERIAIS E METODOS.....	31
6.1- Participantes.....	31
6.2- Protocolo para Coleta de Dados.....	31
6.2.1- Processamento e Análise dos Sinais.....	35
6.2.2- Torque Máximo e Taxa de desenvolvimento de força.....	35
6.2.3 – Eletromiografia.....	36
6.3- Análise Estatística.....	37
CAPITULO 7- REFERÊNCIAS.....	38
CAPITULO 8- ANEXOS.....	46

LISTA DE ABREVIATURAS

EMG – Eletromiografia

TDF – Taxa de Desenvolvimento de Força

Tmax – Torque máximo

FPM – Frequência de Potência Mediana

RMS – Root Mean Square

EA – Energia Absoluta

AVALIAÇÃO DA RELAÇÃO ENTRE A FORÇA MÁXIMA E PARÂMETROS DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS NA TAXA DE DESENVOLVIMENTO DE FORÇA DE JOGADORES DE BASQUETEBOL

RESUMO

A taxa de desenvolvimento de força (TDF) é vista como uma característica determinante nas ações rápidas presentes no basquete. No entanto, observamos diferentes relações entre TDF e força máxima, bem como diferentes relações entre TDF e variáveis neuromusculares de acordo com a população avaliada. O objetivo do presente estudo é avaliar o grau de determinação da Força máxima (Tmax) e variáveis de recrutamento neuromuscular (RMS), Energia Absoluta (EA) e frequência de disparos de unidades motoras (FPM) na velocidade de desenvolvimento da força (TDF) de atletas de basquetebol. Nove atletas de basquetebol da mesma equipe (média \pm DP; idade: $20,8 \pm 2,08$ anos; massa corporal: $84,33 \pm 8,80$ kg; altura: $1,86 \pm 0,095$ metros; tempo de prática: $11,67 \pm 1,65$ anos) foram avaliados por meio da contração isométrica máxima com maior valor de força máxima entre 3 tentativas. Os valores de TDF foram avaliados e correlacionados com os valores do RMS e EA e os valores FPM do sinal eletromiográfico nos instantes 0-50; 50-100, 100-150 e 150-200 milissegundos. Os resultados mostram uma redução de RFD e MPF ao longo das janelas de tempo avaliadas e também uma correlação entre MPF e TDF na janela de tempo de 0-50ms (R^2 0,67 $p < 0,05$). Os resultados também apresetam não haver relação entre TDF com o RMS e a EA, além dessas duas variáveis não apresentarem reduções significativas nas janelas de tempo avaliadas. Os níveis de TDF mostram-se mais relacionados com a frequência de disparo das unidades motoras do que com a força máxima e o nível de recrutamento das unidades motoras.

Palavrasc chave: Força Máxima, Taxa de desenvolvimento de força, Eletromiografia, Basquetebol

INTRODUÇÃO

A força muscular no meio esportivo está ligada diretamente com a capacidade do atleta de mover com eficiência uma resistência externa, como o levantamento e arremesso de peso, a massa corporal de um oponente em esportes de combates, e ainda mover a sua própria massa corporal contra a gravidade como em movimentos de salto, corrida em velocidade e golpes como socos e chutes (Suchomel et al., 2016).

Segundo Fleck e Krammer (2017), a força muscular pode ser definida como quantidade de tensão que um músculo ou grupamento muscular pode gerar dentro de um padrão específico e com determinada velocidade de movimento. A força muscular no contexto esportivo pode ainda ser subdividida e observada com características de níveis máximos e desenvolvimento rápido (TDF) de acordo com o esporte praticado.

Diante disso, o nível máximo de força, denominado de força pura ou força máxima, de acordo com Bompa e Haff (2012), é melhor definido como a capacidade máxima do sistema neuromuscular de produzir força rotacional através de tensão contra uma resistência externa. Já o conceito da força de desenvolvimento rápido (TDF), também conhecida como potência, segundo Weineck (1999), compreende a capacidade do sistema neuromuscular de movimentar o corpo ou parte do corpo (braços, pernas), ou ainda objetos (bola, pesos, esferas, discos, etc.) com uma velocidade máxima.

No basquetebol a capacidade produzir força máxima de um atleta mostra-se diretamente ligada a ações funcionais do esporte como apresentado por Alemdaroglu (2012). No seu estudo é mostrada uma correlação entre a força muscular, desempenho em testes anaeróbios como salto, *sprints*, e teste de agilidade em atletas da modalidade. Seus resultados apontam haver uma correlação significativa da força gerada pelos músculos do quadríceps em ações dinâmicas com a velocidade de desenvolvimento da força.

Junto a isto o estudo de Scanlan et al., (2019) também apresentam a força máxima com correlação significativa e forte ao desempenho de basquetebolistas em: sprints de 5 e 10 metros, força e altura do salto contra movimento e saltos em distância saindo de posição parada, o estudo indica

que a força máxima avaliada por testes máximos sustentados tem a capacidade de expressar a força máxima aplicada em movimentos específicos explosivos do basquetebol.

Apesar de ser bem observada a correlação entre a capacidade de produzir força máxima e o nível de desempenho de ações funcionais na modalidade, ainda existem questionamentos quanto ao entendimento da aplicação de força máxima no basquetebol. Segundo Zatsiorsky e Kraemer (2006) a força aplicada ao solo em movimentos de *sprint* e de decolagem de saltos com grandes alturas, característicos no basquetebol, têm a duração de 80 a 100 milissegundos (ms) e 170 a 180 ms, respectivamente. Esses tempos são insuficientes para gerar força máxima por um atleta, visto que a produção de força máxima e explosiva serem caracterizadas como tempo-dependente em movimentos esportivos (Turner et al., 2020a).

Sendo assim, o basquetebol apresenta-se como uma modalidade em que os movimentos como o contato dos pés com o solo para *sprint* e saltos não possuem tempo suficiente para que seja atingida os níveis de força máxima que o atleta é capaz de produzir. Na modalidade os movimentos característicos do jogo são executados em tempos curtíssimos como por exemplo mudanças de direção em alta velocidade no teste de agilidade em T (tempo de 8,84 segundos para homens e 10,04 segundos para mulheres) e no tempo em testes de velocidade em corrida linear de 10 m (tempo de 1,72 segundos para homens e 2,19 segundos para mulheres) como observados em estudo envolvendo jogadores de nível profissional (MORRISON et al., 2022).

Observa-se então, que no basquete as ações completas de movimentos fundamentais de corrida e mudança de direção possuem tempo e espaço curtíssimos para sua realização. Observamos também que, as ações isoladas como o momento de contato de pés com o solo para saltos e corridas não possuem o tempo suficiente para atingir os níveis de força máxima. Sugere-se então, que para estas ações de alta intensidade e curtos períodos de tempo na modalidade, que a variável taxa de desenvolvimento de força (TDF) seja atribuída como o modo mais usual para observar a manifestação de força referente a estes movimentos de velocidade no esporte (KOKUBUN & DANIEL, 1992; LAMAS, 2006; TRICOLE & DE ROSE, 2017).

A TDF é conceituada e descrita como a quantidade de força e a velocidade que ela se desenvolve dentro de pequenas janelas no domínio do tempo. Em outros termos, a variação da força sob a variação do tempo. Seu valor máximo, onde não se é possível observar alterações de inclinação do desenvolvimento da força (TDF pico) é atingido a aproximadamente 400 ms. (HERNADEZ-DAVÓ & SABIDO, 2014).

Esta variável, presente em movimentos de alta intensidade e curta duração, pode ser dividida em duas fases: inicial e tardia. A TDF inicial (TDF inicial <100 ms) mostra-se ser governada por fatores neurais. Já a tardia (TDF tardia >100 ms) mostra-se relacionada a fatores morfológicos e mecânicos do músculo (Cossich e Maffiuletti, 2020).

São muitos os fatores determinantes na TDF, sua evolução vai de acordo com as propriedades contráteis do músculo, como tamanho e tipagem de fibras de contração rápida, capacidade de eferência, frequência de disparos e recrutamento de fibras do moto neurônio do atleta ou pessoa avaliada. Apesar da TDF ser utilizada como parâmetro de avaliação da força em ações balísticas, ela mostra-se dependente da força máxima em algumas populações, como observado em pessoas sedentárias (CORVINO et al, 2009; LARS, ANDERSEN E AGAARD, 2006).

Em contra partida, esta mesma relação não foi observada na avaliação de atletas de futebol americano (McGuigan e Winchester, 2008). Assim como em atletas de ciclismo em velocidade de nível nacional como apresentado por Stone et al., (2006). Esses estudos sugerem que a TDF pode ser uma variável independente à força máxima na população de atletas.

Ainda avaliando os fatores determinantes para a TDF, Aagaard et al. (2002) relatam a importância do drive neural para o desenvolvimento da força rápida, mais especificamente a frequência de disparos e o número de unidades motoras recrutadas nos momentos analisados. Ambos os fatores, com treinamento resistido, melhoram conseqüentemente essas capacidades refletidas nos valores da TDF. Entretanto, observando os parâmetros relacionados a fadiga através da eletromiografia de superfície são presentes alterações no comportamento da frequência de disparos e unidades motoras recrutadas. Uma vez que instaurada a fadiga, apresenta-se um maior número

de unidades motoras ativas, além do aumento de componentes de baixa frequência e diminuição nos de alta frequência. (HAGBERG, 1979; MALTON, 1981; SANTOS ET AL, 2008).

Mesmo tendo a TDF como a característica mais adequada para se observar a força em movimentos de velocidade no esporte, ainda nota-se a força máxima treinada de modo inicial e hierárquico para a construção das demais capacidades de força no esporte. Esta organização acaba demandando do treinador um elevado tempo e um possível atraso do desenvolvimento dos atletas, uma vez que no mínimo o treinamento de força máxima se estenderia por 8-12 semanas de preparação para então iniciar o processo de treinamento da Taxa de desenvolvimento de força. (ANDROULAKIS-KORAKAKIS; FISHER; STEELE, 2019).

Em contra partida, é observado que o treinamento realizando somente ações balísticas pode promover uma melhora significativa tanto na capacidade de força máxima quando na velocidade de desenvolver esta força de modo simultâneo devido a adaptações neurais induzidas pelo treinamento. No estudo de Van cutsen; Duchateau; Hainaut (1998) os autores avaliaram o torque e a atividade neural no músculo gastrocnêmio antes e após intervenção de 12 semanas de treinamento balístico. Em seus resultados o grupo verificou que o treinamento promoveu aumentos significativos no torque máximo, na frequência de disparos avaliada através da frequência de potência mediana (FPM) e amplitude do sinal eletromiográfico (RMS) e na velocidade de desenvolvimento da força. Mostrando a potencial capacidade do treinamento da TDF através de ações balísticas realizadas de modo isolado e promovendo ganhos em todo o espectro da curva força-velocidade.

Sendo assim, observa-se existirem inconclusões sobre a dependência entre a TDF e força máxima dentro dos movimentos característicos do basquetebol. Além disso, observam-se também, resultados diferentes sobre esta relação em populações distintas e quanto ao seu treinamento ao longo do tempo. Com isso, o presente estudo tem o objetivo de avaliar a influência da força máxima e das variáveis neuromusculares através dos parâmetros do sinal eletromiográfico, energia (RMS) e frequência de potência mediana (FPM) e da

Força máxima avaliada através do pico de torque na TDF da extensão de joelho.

De modo mais aprofundado, busca-se avaliar entre as variáveis estudadas qual possui correlação significativa e que seja mais determinante na velocidade de desenvolvimento da força. Espera-se que os dados expliquem melhor a relação mecânica e neuromuscular entre a força máxima e TDF para direcionar de maneira mais específica a organização metodológica do treinamento para as capacidades de força no basquetebol.

JUSTIFICATIVA

No modo mais tradicional, o design do plano de treinamento de força voltado a modalidades esportivas apresenta em sua distribuição didática uma sequência dividida em ciclos e blocos. Nessa distribuição, o treinamento voltado ao desenvolvimento de força máxima surge como conteúdo a ser trabalhado de modo inicial, com o intuito de efetivar a melhoria dos demais elementos físicos e funcionais do esporte. Além disso, essa distribuição dá-se na fundamentação de que indivíduos com maiores capacidades de produzir força máxima possuem uma melhor ação do drive neural, recrutamento de unidades motoras e coordenação inter e intramuscular. Estas qualidades bem desenvolvidas os direcionarão em seguida a melhores respostas ao treinamento de ações balísticas com o objetivo de melhorar velocidade em que a força se desenvolve (COMIE, MCGUIGAN E NEWTON, 2011; SALE, 2002).

A organização didática tradicional do plano de treinamento apresenta a relevância de se treinar a força máxima e a TDF de modos isolados. Entretanto, observa-se que esportistas que deixam de ganhar força máxima interrompendo o ciclo ou bloco no decorrer do período de treinamento tem sua capacidade de produzir sua força de modo veloz prejudicada como apresentado por James et al. (2017). Junto a isto, os fatores neurais determinantes na produção da TDF ainda não mostram uma definição conclusiva, principalmente na modalidade do basquetebol.

Sendo assim, é necessário o entendimento dos fatores determinantes para a TDF. Elucidar a contribuição de aspectos neurais e mecânicos mostram-se fundamentais para uma melhor orientação do design de treinamento. Este

direcionamento através dos resultados do estudo tem o objetivo de aperfeiçoar o curto tempo de preparação na modalidade basquetebol, visando trabalhar de modo específico as ações neuromusculares vistas como determinantes e relevantes para a melhoria TDF, predominante na modalidade.

OBJETIVOS:

Geral: Avaliar qual a influência da força máxima e das variáveis neuromusculares na TDF em atletas de basquetebol

Específicos:

- Avaliar a significância e grau de correlação do coeficiente de determinação entre a força máxima e a TDF nos momentos 0-50, 50-100, 100-150, 150-200 milissegundos.

- Avaliar a significância e grau de correlação do coeficiente de determinação entre o RMS do sinal eletromiográfico nos momentos 0-50, 50-100, 100-150, 150-200 milissegundos e a TDF nestes instantes.

- Avaliar a significância e grau de correlação do coeficiente de determinação entre a FPM do sinal eletromiográfico nos momentos 0-50, 50-100, 100-150, 150-200 milissegundos e a TDF nestes instantes.

- Avaliar a significância e grau de correlação do coeficiente de determinação entre a EA do sinal eletromiográfico nos momentos 0-50, 50-100, 100-150, 150-200 milissegundos e a TDF nestes instantes.

HIPÓTESES

H0 – Não há correlação significativa entre as variáveis analisadas, além de não haver uma variável com maior grau de correlação e com maior nível determinante para TDF nos momentos 0-50, 50-100, 100-150, 150-200 milissegundos.

H1- Existe correlação significativa entre as variáveis analisadas, além de existir uma variável com maior grau de correlação e sendo a maior determinante para TDF nos momentos 0-50, 50-100, 100-150, 150-200 milissegundos.

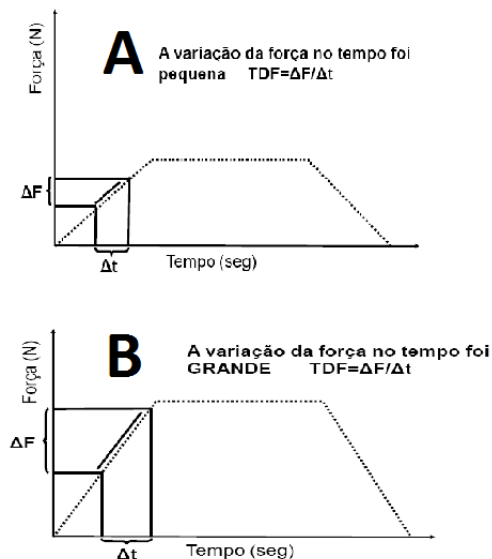
REVISÃO DE LITERATURA

Nesta sessão apresentamos as definições e aplicações da força máxima e velocidade de desenvolvimento da força no esporte, junto também, apresentamos as mais recentes correlações entre estes dois tipos de força na performance física do basquetebol e os fatores neurais determinantes na produção destes dois tipos de força. Para as buscas nas bases de dados foram utilizados a seguinte ordem de operadores booleanos (rate of force development OR rate of torque development OR force-time curve) AND (electromyography OR Root mean square OR motor unit activity) AND (mean power frequency OR motor unit fire rate).

Força máxima e TDF no esporte

A taxa de desenvolvimento de força (TDF) é considerada fator primário para o sucesso em ações de esportes que necessitam da realização de movimentos rápidos, tais como: saltos, corridas lineares em velocidade e outros movimentos que tenham limitadas a sua produção de força à faixas de 50 a 250 ms. Esta manifestação da velocidade de desenvolvimento da força é obtida através do resultado da variação da força sobre o tempo (Figura 1). Diferentes fatores contribuem para os níveis da TDF, entre eles o número de unidades motoras ativas, tipagem e composição de fibras existentes na musculatura analisada, a espessura e arquitetura muscular (MAFFIULETTI ET AL, 2016; SUCHOMEL ET AL, 2016).

Figura 1 – A) Variação baixa na taxa de desenvolvimento de força em um determinado intervalo de tempo. **B)** Variação alta na taxa de desenvolvimento de força em um determinado intervalo de tempo.

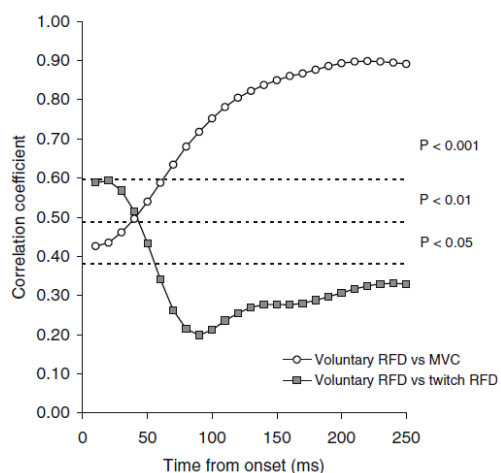


Fonte: autor

A capacidade máxima de produção de força parece ser fator determinante nos níveis de TDF. Apesar de ser utilizada como parâmetro de força em ações balísticas, ela se mostra dependente da força máxima em algumas populações, como apresentado por Lars; Andersen e Aagaard (2006). Vale ressaltar que este é o estudo inicial que identificou a correlação da força máxima com a TDF. Os autores encontraram em pessoas sedentárias a correlação da capacidade de produção de força máxima com os níveis de TDF nos instantes de 0-50, 0-100 e 0-200 milissegundos. Para isso eles utilizam dois métodos distintos. Um com contração isométrica voluntária máxima de extensão de joelho, e outro com estímulo elétrico tetânico na musculatura em sua porção proximal.

Dentro dos resultados apresentados, Figura 2, foram observadas correlações significantes, moderadas e fortes ($p < 0,01$; $r = 0,50$ para 0-50 ms: $p < 0,001$; $r = 0,75$ para 0-100 ms e $p < 0,001$ $r = 0,90$ para 0-200 ms) entre a capacidade máxima de produção de força em uma contração isométrica voluntária máxima e os níveis de TDF em momentos iniciais. Já os resultados encontrados quando correlacionando os níveis de TDF com a força máxima obtida por um estímulo elétrico da musculatura, observou-se apenas o valor significativo para o primeiro intervalo avaliado ($p < 0,05$ $r = 0,45$ para 0-50 ms: $p > 0,05$, $r = 0,20$. para 0-100 ms e $p > 0,05$, $r = 0,30$ para 0-200 ms)

Figura 2 – Correlação entre força máxima obtidas através contração voluntária máxima e obtida com estímulo tetânico com os níveis de Taxa de Desenvolvimento de Força (0-50, 0-100, 0-150, 0-200, 0-250 ms).



Fonte: Lars, Andersen e Agaard (2006)

O mesmo resultado parece se repetir em atletas como é evidenciado por Kraska et al., (2008). Em seu estudo, os autores avaliaram atletas de diferentes esportes como voleibol, *softball*, tênis de quadra, corridas com obstáculos e futebol da primeira divisão do campeonato universitário. Foi estudada a correlação da capacidade de produzir força máxima com os valores de TDF (0-50, 0-90, 0-250 ms) altura de salto com e sem contra movimento sendo ambos com e sem o acréscimo de carga de 20 kg. Os resultados mostram uma correlação significativa entre o valor de TDF na janela de 0-50 ms ($r=0,33$; $r=0,52$) e altura do salto com e sem carga acrescentada, respectivamente ($r=0,27$; $r=0,52$ para TDF 0-50 ms e saltos contra movimento sem e com carga respectivamente). Para todas as variáveis de salto a correlação com a capacidade de produzir força máxima foi significativa tendo o grau de correlação entre moderado a forte.

Tratando-se de atletas engajados em esportes de velocidade onde a força máxima é tida como uma variável determinante no desempenho, Stone et al., (2004) dividiram atletas olímpicos de ciclismo entre homens e mulheres. Os atletas foram avaliados em dois momentos. No momento 1, os testes de força máxima e explosiva foram avaliados pela manhã e foram realizados testes de desempenho no ciclismo após 3 horas. No momento 2, os testes de força

máxima e explosiva foram realizados pela manhã o desempenho no ciclismo no período de 24h após.

No estudo foram analisadas as variáveis de força máxima isométrica e o valor pico de taxa de desenvolvimento de força, este valor foi considerado pelos autores como o valor no instante do tempo onde a partir dele não há aumento na inclinação da curva de força. Em seus resultados os autores encontraram correlação significativa e de grau moderado entre as variáveis ($p > 0,44$; $r = 0,46$ no momento 1 e $r = 0,68$ no momento 2).

Apesar dos resultados indicarem uma correlação entre as variáveis, uma característica importante chama atenção nos resultados. Os autores dividiram os ciclistas em uma subpopulação de fracos e fortes baseados na força máxima. Ao compararem os valores de força máxima e valor pico de TDF foi observada que o grupo forte apesar de possuir um maior valor de força máxima possuía menor pico de TDF comparado ao grupo fraco (Subgrupo Forte: $F_{max} - 4,590 \pm 314$ N e Pico de TDF - $15,948 \pm 3,444$ N x s⁻¹; Subgrupo Fraco: $F_{max} - 2,551 \pm 466$ N e Pico de TDF - $86,489 \pm 2,489$ N x s⁻¹).

Quando comparados os resultados de Stone et al., (2004) com os resultados de Lars; Andersen e Aagaard (2006), citado acima, observa-se uma diferença nos valores de correlação em populações diferentes. Estes autores demonstram haver uma correlação muito forte entre a força máxima e o valor pico da TDF (0-200 ms) em sedentários. De modo diferente, em atletas de velocidade é encontrada apenas uma correlação moderada com a força máxima. Isso sugere-se que esportes de ações intensas podem apresentar diferença na relação das variáveis força máxima e TDF.

Já em esportes onde é necessária a capacidade de produção de força máxima, porém não em ações balísticas e nem em ações de tempo curto, a TDF não apresenta uma correlação significativa com a força máxima (MCGUIGAN & WINCHESTER, 2008). No estudo, os autores não encontraram correlação entre o pico da TDF e a força máxima em exercícios dinâmicos e teste isométrico em jogadores de futebol americano. Os autores em seus resultados indicam que, os valores da TDF foram baixos comparados a estudos similares realizados com lutadores olímpicos onde também não houve correlação significativa.

Em outro estudo, o mesmo grupo de McGuigan et al., (2010) estudou a força máxima dinâmica e isométrica e a TDF do salto vertical. Foram testados 26 homens recreacionalmente treinados. Em seus resultados o grupo observou correlação forte e significativa entre o pico de força e altura do salto vertical ($r = 0,72$ $p < 0,05$) e entre os valores de 1RM de agachamento e o pico de força isométrico ($r = 0,97$ $p < 0,05$). No entanto não encontraram correlação significativa entre a TDF e a capacidade de produção de força dinâmica e isométrica. Sendo assim eles também sugerem que a TDF é uma qualidade de força independente onde são necessários estudos mais aprofundados sobre sua importância em esportes.

Ao observarmos a integração dos sistemas que possuem influência sobre a TDF, observa-se o drive neural (intensidade que os centros de controle motor estimulam o grupo muscular) como fator participante, como apresentado por Aagaard et al., (2002). Os autores avaliaram as mudanças na TDF e da ação do drive neural através de contrações isométricas máximas em 50 homens antes e após 14 semanas de treinamento de força. O RMS do sinal eletromiográfico foi analisado, assim como a taxa de ascensão do RMS do sinal nos momentos da TDF 0-30, 0-50, 0-100, 0-200 ms. Foram estudados os músculos vasto lateral, vasto medial e reto femoral. Nos resultados os pesquisadores observaram aumentos na força máxima, e na TDF nos momentos até 0-30, 0-50, 0-100 e 0-200 ms, além de um aumento da amplitude do sinal eletromiográfico nestes instantes 0-30, 0-50, e 0-100 ms. Um fato que deve ser ressaltado é não ter havido aumento no RMS do sinal total da contração avaliada, apenas nos momentos avaliados. Os autores concluem que a melhoria da TDF se deve ao aumento do RMS do sinal eletromiográfico nos instantes 0-30, 0-50, e 0-100 ms o que eleva a velocidade em que a força se desenvolve até a estabilização da curva força x tempo nos níveis e força máxima. Eles ainda sugerem que este maior desenvolvimento pode estar relacionado também a uma possível melhoria da taxa de disparos das unidades motoras nestes mesmos instantes.

Associado as ações no drive neural, características morfológicas parecem caminhar juntos na diminuição dos valores de TDF e força máxima, como apresentado por Farup et al., (2015). Em seu estudo os autores

realizaram a avaliação da força máxima, TDF (0-30, 50, 100 e 200ms) e taxa de ascensão do RMS eletromiográfico antes e sete dias após de um protocolo de ação excêntricas no dinamômetro isocinético em homens recreacionalmente ativos. Nos resultados os autores apontaram achados que corroboram com o estudo de Peñailillo et al. (2014), onde além da diminuição dos valores de força máxima, o período mais prejudicado mostrou-se ser a TDF nos instantes 100 e 200ms quando comparada aos momentos iniciais de 30 e 50ms.

Os autores atribuem este fator a diminuição do desempenho do drive neural que obteve menor valor na taxa de ascensão do RMS eletromiográfico nos mesmos instantes, além de associar o fator ao processo de remodelagem sofrido pelas fibras tipo II após o protocolo excêntrico, haja visto o dano causado a elas e por serem as maiores responsáveis pela produção de força nos instantes próximos ao pico da curva de força.

Corroborando com as colocações sobre a importância do drive neural nos níveis de TDF, Del Vecchio et al. (2019) apresentam em seu estudo que a velocidade de desenvolvimento da força é tão rápida quanto a ação dos neurônios motores em humanos. No estudo os autores avaliaram a força máxima, TDF pico e recrutamento de unidades motoras de vinte homens saudáveis e ativos em duas condições diferentes, sendo a primeira em contrações isométricas máximas e a segunda em contrações balísticas à 75% da força máxima nos músculos extensores de tornozelo.

Em seus resultados, avaliando o coeficiente de determinação, os autores observaram a força máxima significativamente determinante quando correlacionada com pico da TDF ($r^2 = 0.62 \pm 0.12$; $P < 0.001$). Junto a isto também foram observados grau de determinação alto da taxa máxima de descarga das unidades motoras em valores absolutos e da velocidade de recrutamento das unidades motoras na TDF pico ($r^2 = 0.64 \pm 0.13$; $P < 0.0001$ e $r^2 = 0.40 \pm 0.06$; $P < 0.05$ respectivamente). Os resultados dos autores concluem que tanto a taxa de descarga das unidades motoras quanto a velocidade de recrutamento das unidades motoras ativas são determinantes nos valores de TDF pico.

A utilização das variáveis da curva de força-tempo para avaliação no ambiente esportivo tem apresentado sucesso devido a sua capacidade de

predizer o sucesso em tarefas que necessitem de um bom desempenho neuromuscular relacionado a força máxima, a TDF e o impulso-momentum.

Em um estudo realizado por Brady et al, (2019) o grupo examinou a relação entre as variáveis obtidas através do *isometric mid-thigh pull test* - IMTP com o desempenho na aceleração de corrida de 30 metros de 25 velocistas profissionais. Em seus resultados os autores apresentam uma correlação moderada para forte entre o pico de força e o tempo de aceleração nos primeiros 5 metros ($p \leq 0,05$; $r^2 = -0,455$), além de evidenciarem as relação entre as variáveis de velocidade de desenvolvimento da força na aceleração dos primeiros 5 metros, entre elas o *impulse-momentum* ($p \leq 0,05$; $r^2 = -0,48$), TDF_{150ms} ($p \leq 0,05$; $r = -0,550$) e TDF_{200ms} ($p \leq 0,05$; $r = -0,556$). Os autores indicam que a utilização das variáveis da curva força tempo em suas avaliações mostra-se importante para treinadores terem a possibilidade de monitorar tipos específicos de força que estão relacionadas a habilidade de aceleração inicial de esportistas.

Tratando-se de corrida com mudanças de direção, os valores da TDF mostram-se como um bom parâmetro de avaliação como preditor do desempenho como apresentado por Thomas et al., (2015a). Os autores avaliaram e correlacionaram a força isométrica máxima e explosiva de 40 atletas universitários do sexo masculino. Os resultados do estudo apontaram uma correlação forte e significativa entre a força máxima isométrica e o tempo no teste de agilidade ($p \leq 0,05$; $r = -0,57$) entre a TDF máxima e o tempo no teste de agilidade ($p \leq 0,05$; $r = -0,57$) e o impulso_{100ms} ($p \leq 0,05$; $r = -0,58$), impulso_{300ms} ($p \leq 0,05$; $r = -0,62$) com os valores de desempenho no teste de agilidade.

Os autores concluem demonstrando que tanto a força máxima quanto a TDF em altos níveis, principalmente a variável impulso-momento são essenciais para a capacidade de mudança de direção, além da capacidade das avaliações das variáveis da curva força-tempo conseguir aferir de modo direto o desempenho neuro muscular relacionado a capacidade de mudança de direção em agilidade.

Ainda relacionado ao desempenho atlético a avaliação da velocidade de desenvolvimento da força parece estar bem associada com as variáveis de salto vertical. No estudo de Thomas et al., (2015b) os autores determinaram a

relação entre as variáveis de força adquiridas através do IMTP com o desempenho de salto vertical de 22 atletas universitários. Os resultados apontados pelo grupo apresentam uma correlação forte entre o pico de força e a força do salto vertical ($p \leq 0,05$; $r = 0,41$ para o squat jump e $r = 0,45$ para o CMJ).

Além disso foi observada a correlação forte entre o pico de força do IMTP com o pico de potência do salto vertical ($p \leq 0,05$; $r = 0,41$ para o squat jump e $r = 0,46$ para o CMJ), ao avaliarem a velocidade de desenvolvimento da força obtidas através do IMPT e a força do SJ e CMJ, os autores encontraram correlações fortes entre o impulso_{100ms} e a força do CMJ e SJ ($p \leq 0,01$ e $r = 0,64$ para o CMJ e $r = 0,57$ para o SJ) entre o impulso_{200ms} e a força do CMJ e SJ ($p \leq 0,01$; $r = 0,63$ para o CMJ e $r = 0,56$ para o SJ), entre o impulso_{300ms} e a força do CMJ e SJ ($p \leq 0,01$; $r = 0,63$ para o CMJ e $r = 0,60$ para o SJ).

Por fim, em seus resultados os autores também encontram uma forte relação entre a potência do CMJ e SJ com impulso_{100ms} ($p \leq 0,05$; $r = 0,51$ para o CMJ e $r = 0,60$ para o SJ) impulso_{200ms} e a potência do CMJ e SJ ($p \leq 0,05$; $r = 0,50$ para o CMJ e $r = 0,50$ para o SJ) e impulso_{300ms} e a potência de CMJ e SJ ($p \leq 0,05$; $r = 0,49$ para CMJ e $r = 0,60$ para SJ). Em seus resultados os autores indicam que devido as correlações das avaliações de velocidade de desenvolvimento de força através do teste IMTP com os valores de desempenho de salto, treinadores devem considerar amplamente a sua utilização nos seus protocolos de avaliação.

Tratando especificamente da modalidade basquetebol as avaliações de força máxima isométrica e a velocidade de desenvolvimento da força apresentam uma boa aplicação para estimar o desempenho das tarefas específicas relacionadas ao esporte em diferentes categorias e gêneros, como apresentado por Scalan et., (2019). O grupo examinou a correlação entre o pico de força e o impulso mensurado utilizando o IMTP com testes específicos de sprint e salto em atletas de basquete universitários. Os resultados apontados pelos autores demonstram uma correlação quase perfeita entre o pico da força absoluta do IMTP e a altura do CMJ ($p \leq 0,05$; $r = 0,94$; $r^2 = 56\%$), entre o pico de força do IMTP e a força máxima do CMJ ($p \leq 0,05$; $r = 0,82$; $r^2 = 73\%$).

Além disso foi observada uma correlação moderada-forte entre o pico de força normalizado pelo peso corporal do participante e o sprint de 5 metros ($p \leq 0,05$; $r = -0,44$; $r^2 = 19\%$) sprint de 10 metros ($p \leq 0,05$; $r = -0,45$; $r^2 = 20\%$) ao observarem a velocidade do desenvolvimento da força com os movimentos de salto e sprint os autores observaram uma correlação entre moderada e muito forte entre o impulso_{100ms} e a força absoluta do CMJ ($p \leq 0,05$; $r = 0,73$; $r^2 = 54\%$), impulso_{250ms} e a força absoluta do CMJ ($p \leq 0,05$; $r = 0,68$; $r^2 = 47\%$) e o impulso_{100ms} e o sprint de 5 metros ($p \leq 0,05$; $r = 0,40$; $r^2 = 16\%$). Os autores concluem indicando que o IMTP pode ser utilizado para avaliar e determinar a força máxima e velocidade de desenvolvimento de força relacionadas a movimentos específicos do basquetebol.

Similar a estes resultados, a utilização da força máxima e explosiva também apresentam-se confiáveis para predição de desempenho atlético de em homens e mulheres jogadores de basquete a nível profissional, como demonstrado por Townsend et al., (2017). No estudo o grupo buscou examinar a relação das variáveis força máxima e TDF (0-50,100,150, 200, 250ms) obtidas através do teste com o desempenho de tarefas específicas do basquetebol como sprint, teste de agilidade, salto vertical, 1RM de agachamento frontal - FSqt e levantamento olímpico -LPO.

Os resultados apresentados demonstram uma correlação forte-muito forte entre a força máxima e o desempenho de sprint de 5m e 20m ($p \leq 0,05$; $r = -0,62$ nos 5m e $r = -0,69$ nos 20m), força máxima e velocidade de desenvolvimento de força no sprint de 5m e 20m ($p \leq 0,05$; $r = 0,48$ nos 5m e $r = 0,69$ nos 20m), força máxima e potência do sprint de 5m e 20m ($p \leq 0,05$; $r = 0,62$ nos 5m e $r = 0,73$ nos 20m). Os valores da força máxima no IMPT também apresentaram correlações fortes e muito fortes com o 1RM de FSqt e LPO ($p \leq 0,01$; $r = 0,70$ no FSqt e $r = 0,89$ no LPO), força máxima e salto vertical ($p \leq 0,01$; $r = 0,80$) e força máxima e teste de agilidade ($p \leq 0,01$; $r = -0,65$ no *pro agility test* e $r = -0,52$ no *lane agility test*).

Finalizando a avaliação observando a TDF foram observadas correlações entre a TDF_{0-50ms} e a aceleração nos 5m de sprint ($p \leq 0,05$; $r = 0,42$) e a TDF_{0-250ms} e a aceleração nos 5m de sprint ($p \leq 0,05$; $r = 0,62$). Os autores em sua conclusão apontam a capacidade da utilização da avaliação da curva

força-tempo para a predição do desempenho específico de profissionais homens e mulheres e monitoramento da performance atlética no basquete.

Parâmetros Eletromiográficos

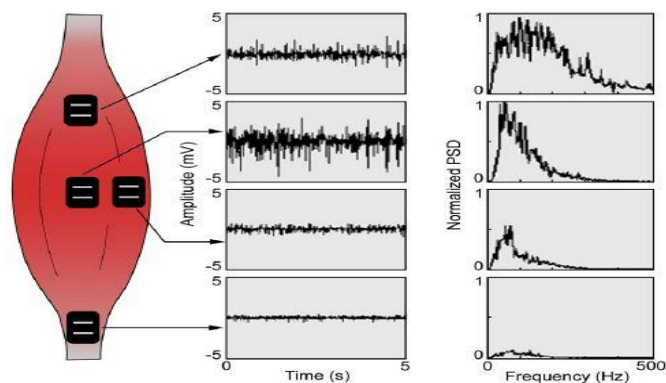
A eletromiografia de superfície (EMGs) é caracterizada como um método de coletas de sinais seguro, não-invasivo capaz de promover a quantificação da ativação muscular em diferentes contextos de contrações dinâmicas e estáticas (Veneziano, 2006). Em conceitos simples a função da EMGs para a aquisição dos sinais biológicos é: captar e trazer a quantidade dos potenciais de ação ocorridos na musculatura, estes potenciais são ocorridos após despolarização da membrana da fibra nervosa que se propaga ao de sua extensão, seguindo também pelas fibras musculares por ela inervadas (BARTLETT,1997)

A velocidade do potencial de ação varia de acordo com a musculatura analisada, o efeito de potencialização manifesta-se em maior magnitude nos músculos onde predominam fibras do tipo II (HAMADA et al., 2000), e também possui variações em características diferentes de indivíduo para indivíduo, como a velocidade de condução desse potencial que também depende do diâmetro e do tipo da fibra (GUYTON, 2006; MERLETTI e PARKER, 2004; KANDEL et al., 2000)

Visando auxiliar em melhor performance esportiva, a utilização da eletromiografia de superfície é observada com aplicação para análises de aspectos musculares como fadiga, força, recrutamento de unidades motoras e lesões. Estes aspectos são avaliados em intervenções e observando fenômenos agudos e crônicos que ocorrem no esporte (IDE Et al, 2012).

A coleta do sinal eletromiográfico requer a utilização de técnicas específicas que proporcionarão a eficiência e o sucesso da captação do sinal, como por exemplo o posicionamento para a colocação do eletrodo. Esse posicionamento deve ser realizado de maneira em que o eletrodo se mantenha longe de zonas de inervação, ou de áreas tendíneas, sendo indicado seu posicionamento no ventre do muscular, proporcionando então uma captação mais ampla da quantidade do potencial de energia do musculo alvo (DE LUCA, 1997) como exemplificado na Figura 3.

Figura 3 – Posicionamento do eletrodo em local de maior captação do potencial elétrico.

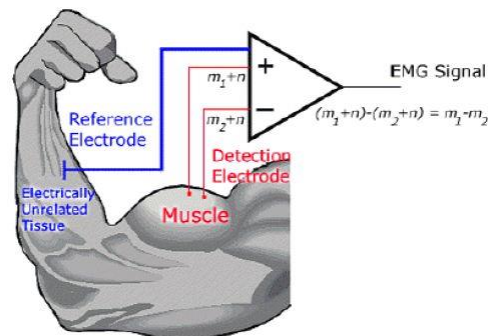


Fonte: De Luca, 1997

No seu formato mais popular o eletrodo em seu formato bipolar é composto de duas hastes de prata. O material propicia uma baixa impedância ao ser fixado a pele resistindo a passagem de ruído, e possuindo maior estabilidade, não polarizando (ROCHA JUNIOR, 2008)

Na avaliação eletromiográfica eletrodos realizam o sistema de amplificação diferencial (Figura 4), junto ao eletrodo que está posicionado no ventre muscular. Posiciona-se um eletrodo com a função captação de um sinal remoto originado de uma área onde não há contração muscular, seus sinais captados possuem valores diferentes e os valores semelhantes dos dois eletrodos são eliminados e suas diferenças amplificadas, esse procedimento é chamado e rejeição de modo comum (DE LUCA, 2006).

Figura 4 – Sinal eletromiográfico captado com seus sinais semelhantes excluídos, onde “m1” e “m2” representam o sinal elétrico e “n” o sinal em comum (ruído) captado pelos 3 eletrodos.



Fonte: De Luca, 2006

A avaliação dos parâmetros da EMGs indica o comportamento da ativação muscular em determinado fenômeno, para tanto é necessário a realização do processamento dos sinais obtidos podendo ser observados no domínio do tempo ou no domínio da frequência.

Este processamento é baseado em abordagens matemáticas que apresentam variáveis relacionadas a fadiga como a frequência de potência média afim de determinar diferenças na ativação muscular antes e durante a fadiga e a frequência mediana de potência (Fmed) a qual divide a análise do espectro no domínio da frequência em duas áreas iguais ambos demonstrando a taxa de disparos dos motoneurônio. Junto a estas variáveis a amplitude do sinal eletromiográfico pode ser avaliado através do RMS, esta por sua vez tem a capacidade de indicar a quantidade de unidades motoras ativas no movimento através da quantidade de energia produzida pelo músculo (CICFREK et al., 2009).

A frequência de potência mediana (Fmed), um dos métodos mais bem definidos para análise da fadiga muscular no sinal eletromiográfico já se faz bem definida quanto a sua validade em diferentes contextos da ação muscular como apresentado por Ament et al., (1993). No estudo os autores avaliaram nove voluntários entre homens e mulheres em dois contextos diferentes, sendo um com fadiga induzida de modo dinâmico através de corrida a 5km/h em inclinação de 33% avaliados nos momentos 30 segundos, 1, 2, 3, 4, 5, 7 e 10 minutos após protocolo dinâmico. O outro protocolo foi realizado através de

contração isométrica máxima sustentada no movimento de extensão plantar, em ambos os contextos foram analisados o sinal EMG dos músculos sóleo e gastrocnêmio medial e lateral.

Em seus resultados o grupo observou uma mudança significativa na frequência de potência mediana mais baixas, sendo que a mesma variável apresentou reduções similares em ambas as condições de contração. Os autores concluem indicando que a frequência de potência mediana pode ser um bom parâmetro para análise de fadiga tanto em contrações isométricas quando dinâmicas.

A utilização da frequência de potência mediana parece apresentar boa aplicação para avaliação da fadiga em atletas, em seu estudo Santos et al., (2008) apontam características diferentes da variável entre atletas e não atletas. O grupo submeteu 12 jogadores profissionais de futebol e 12 voluntários sedentários a dois protocolos distintos, sendo um para indução a fadiga com duração de uma contração isométrica de 35 segundos à 80% da capacidade máxima de força, e outro um protocolo para avaliar o índice de recuperação muscular após a fadiga que consistia em uma contração isométrica a 80% do máximo por 10 segundos.

Os resultados apresentados demonstram que o protocolo foi suficiente para reduzir os valores de Fmed em ambos os grupos, sendo o grupo sedentário (Fmed inicial $118,8 \pm 25,6$; Fmed final $90,2 \pm 18,6$; $p < 0,05$) com uma redução maior quando comparado ao grupo composto por atletas (Fmed inicial $141,1 \pm 18,1$; Fmed final $114,2 \pm 16,5$; $p < 0,05$). Os autores ainda demonstram haver na avaliação do índice de recuperação muscular uma maior recuperação do grupo composto por atletas, concluindo então a capacidade da variável em avaliar fadiga em diferentes populações, além de traçar as características das mesmas.

De modo semelhante utilizando a abordagem através da avaliação do sinal eletromiográfico no domínio da frequência observa-se uma correlação positiva entre as alterações no sinal e avaliação da fadiga como apresentado por González-Izal et al (2009). No estudo 15 homens fisicamente ativos foram submetidos a um protocolo de fadiga baseado em movimentos de

potência muscular de 5 séries com cargas ajustadas para 10 repetições máximas realizadas na maior velocidade possível.

Foram avaliados e correlacionados a potência muscular dos voluntários frequência de potência média e mediada do sinal eletromiográfico (FPMed e FPmediana) dos músculos vasto lateral, vasto medial e bíceps femoral. Nos resultados os autores apontam uma boa usualidade de ambos os parâmetros eletromiográficos sendo observada uma correlação forte entre a FPMed ($r = 0.570$, $p < 0,01$) e FPtmediana ($r = 0,495$, $p < 0,01$). Um ponto relevante apresentado pelos autores foi uma correlação negativa moderada entre a média da amplitude do RMS do sinal eletromiográfico o que sugere que relacionado a ações balísticas quando regulado pelo aumento da frequência de disparos das unidades motoras o valor de recrutamento de unidades motoras tende a ser menor em estados de fadiga.

De modo semelhante a este método de análise, outras abordagens demonstram boas ligações com os valores obtidos após a indução a fadiga muscular como apresentado por Silva e Gonçalves (2003). Os pesquisadores avaliaram o comportamento da amplitude do sinal eletromiográfico dos músculos vasto lateral e vasto medial em 4 intensidades diferentes baseados no valor máximo de uma contração isométrica voluntária máxima de mulheres saudáveis (20%, 30%, 40% e 50%).

As voluntárias foram submetidas a um protocolo de exaustão de 1 minuto de contrações máximas com as determinadas cargas. Nos resultados do estudo foram apontadas correlações significativas entre o aumento da amplitude com as diferentes intensidades de carga utilizada, um fato ressaltado pelos autores foi uma correlação de grau maior o valor da amplitude do sinal com as cargas de maior intensidade, principalmente acima dos 30%, sugerindo também que para uma melhor avaliação da fadiga muscular através deste parâmetro eletromiográfico deve-se adotar intensidades acima dos 30% do máximo para um melhor resultado da relação entre as variáveis.

É importante ressaltar que os músculos com morfologias diferentes apresentam resultados diferentes na avaliação da fadiga muscular através da eletromiografia, fator que se faz importante na escolha de um determinado grupo muscular relacionado a uma modalidade esportiva específica no

momento da avaliação. Moritani, Nagata e Muro (1982) já apresentam nos estudo iniciais da avaliação da fadiga muscular diferenças nos valores observados em grupos musculares distintos.

Os autores submeteram oito voluntários a um protocolo de fadiga envolvendo 10 contrações isométricas de 3 segundos a 30, 40, 60 e 80% do máximo aplicadas em ordem aleatória nos músculos bíceps braquial e soleo. Os resultado apresentados mostram que músculos compostos por um maior percentual de fibras do tipo II (bíceps braquial) manifestam maior fadigabilidade quando comparados a músculos em sua maioria composto por fibras do tipo I (soleo) apresentando uma maior média da diferença na frequência de potência mediana (35,7Hz, $p < 0,001$). No entanto em ambos os músculos o método de Fmed foi capaz de avaliar a instauração de fadiga.

MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo abordaremos os direcionamentos tomados para a aquisição dos dados da pesquisa, além de materiais utilizados e protocolos aplicados.

PARTICIPANTES

Foram recrutados inicialmente 22 jogadores de basquete do Distrito Federal de duas equipes diferentes e de todas as posições. Ao final das coletas devido a falhas na qualidade do sinal movida pela interferência do aparelho dinamômetro isocinético nos sinais eletromiográficos, os sinais coletados com qualidade para avaliação das variáveis foram apenas de 9 jogadores de basquetebol.

Estes 9 jogadores (Idade: 20,8 anos \pm 2,08 Estatura 1,86m \pm 0,095 Massa corporal 84,33kg \pm 8,80 Tempo de prática 11,67 anos \pm 1,65) compunham a mesma equipe com treinamento todos os dias da semana divididos entre treino físico de força e treino coletivo técnico e tático, no momento da coleta os atletas encontravam-se próximo ao fim da temporada restando alguns jogos para a conclusão do calendário competitivo estadual.

Os jogadores realizavam nesta fase em sua preparação física, treinamento de força com exercícios de base (agachamento, levantamento terra e supino) com séries e repetições submáximas (60~70% 1RM max) voltados para manutenção de força e prevenção de lesões ao final da temporada.

As coletas de dados foram realizadas com intervalo de 72 horas após a realização do último treinamento. Para os atletas que tiveram seu sinal inutilizável não foi solicitado o retorno ao laboratório devido a transição para outra fase do treinamento, o que causaria um resultado fora de contexto específico similar aos primeiros avaliados.

Foi entregue aos voluntários o termo de consentimento livre e esclarecido contendo informações sobre os riscos e benefícios da pesquisa a ser assinado pelos próprios voluntários tendo em vista que todos apresentaram a idade maior e igual a 18 anos.

Os critérios de inclusão e exclusão da amostra consistiram em:

Inclusão:

- Jogadores de Basquetebol residentes no Distrito Federal, que possuam experiência de no mínimo 4 anos da prática da modalidade e que já tenham disputado campeonatos estaduais da categoria adulta.

Exclusão:

-Jogadores que possuam lesões nos membros inferiores que impossibilitem de realizar o teste.

PROTOCOLO PARA A COLETA DE DADOS

Procedimento para aquisição dos sinais eletromiográficos

A aquisição dos sinais eletromiográficos foi realizada utilizando o eletromiógrafo *Delsys Bagnoli-2 EMG System* e seus eletrodos. O aparelho foi configurado com amplificação para sinais de eletromiografia de 1000 vezes, modo de rejeição comum de 110 dB. A placa análoga digital foi programada para receber os dados com uma frequência de amostragem de 2000 Hz, Figura 5.

Figura 5 – Eletromiógrafo Delsys utilizado para coleta de dados.



Fonte: autor

No momento do recrutamento do voluntário foi explicado o objetivo do estudo e previamente informada a metodologia adotada para coleta de dados. Ao chegar ao laboratório para coleta de dados o voluntário recebeu a cópia do termo de consentimento livre e esclarecido – TCLE, antes da assinatura do documento foi realizado uma nova explicação da metodologia de coleta dos dados. Em seguida o voluntário foi direcionado a uma maca para realização do posicionamento do eletrodo. A colocação foi realizada no músculo vasto lateral

da perna dominante identificada através da avaliação da pergunta ao voluntário: “se você precisasse chutar uma bola com sua perna de melhor força e habilidade, qual perna escolheria?” (MELICK et al., 2017). Logo em seguida foi realizada a tricotomia dos pelos e abrasão da pele para a retirada da camada de pele morta utilizando álcool 70 % com algodão na região da colocação do eletrodo. Então, foi realizada a marcação do local ideal de identificação do ventre muscular para a colocação do eletrodo, seguindo as preconizações do SENIAM (1997). O eletrodo da Delsys é composto de duas hastes de prata/prata clorada de 1 cm de comprimento, possuindo um espaçamento de 1 cm entre elas. Para garantir uma maior fixação do eletrodo, uma fita dupla face recortada de maneira que se fixasse apenas sobre o contorno das hastes de prata foi colocada entre a pele e o eletrodo. Ainda, tiras de esparadrapo foram aplicadas sobre os cabos e sobre o eletrodo. Um terceiro eletrodo utilizado, o de referência, foi colocado na área tendínea do punho do participante.

Procedimentos para aquisição de valores da taxa de desenvolvimento de força e pico de torque

Já com os eletrodos posicionados (Figura 6), o voluntário foi posicionado sentado e preso por faixas cruzadas em formato de X no seu tronco e quadril na cadeira do dinamômetro isocinético (BIODEX® Modelo System 4).

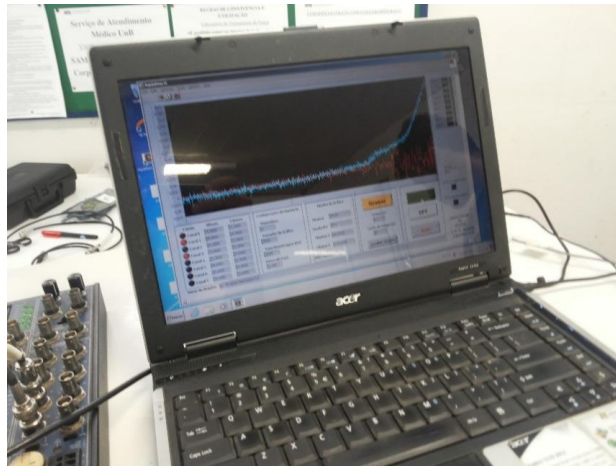
Figura 6 – Posicionamento dos eletrodos no músculo vasto lateral e eletrodo de referência



Fonte: autor

O aparelho isocinético foi conectado a um computador aonde eram realizadas as coletas dos sinais eletromiográficos sincronizados com a curva de torque através de uma interface física customizada desenvolvida no Laboratório de Biomecânica e Processamento de Sinais Biológicos da Faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília – UnB (Figura 7). Esta interface se conecta através de cabos específicos em uma placa de conversão analógica-digital plugada ao computador.

Figura 7 – Aquisição da curva de torque (em azul) e sinal eletromiográfico (em vermelho) de maneira simultânea.



Fonte: autor

Já com o tronco e cintura fixados pelas faixas da cadeira do isocinético foi realizada a última fixação do voluntário no tornozelo alinhado ao braço de resistência do isocinético, Figura 8. Para isto foi adotada a medida de 3 centímetros acima do maléolo lateral do tornozelo. Em seguida foi realizado um aquecimento antecedente ao teste para familiarização ao funcionamento do aparelho e uma série de contração isométrica para familiarização do protocolo sonoro.

O aquecimento consistiu na realização de 2 séries de 10 repetições com a velocidade angular de 120 °/s para fase concêntrica de extensão de joelho e velocidade angular de 300 °/s para fase de flexão de joelho e uma série de contração isométrica sub-máxima a 60° de 3 segundos. Em todos os casos foi realizado o protocolo de familiarização, mesmo os voluntários já possuindo familiarização com teste e com o equipamento por realizar periodicamente com a sua equipe. Cada série do aquecimento possuiu intervalo de 30 segundos entre elas com um estímulo verbal durante toda a execução do protocolo de aquecimento.

Figura 8 – Voluntário posicionado no dinamômetro isocinético



Fonte: autor

Após o aquecimento foi adotado o intervalo de 5 minutos entre o aquecimento e o teste isométrico propriamente dito. Em sequência, foi realizado o posicionamento da angulação do joelho a 60° tendo como ponto 0 o joelho totalmente estendido. Esta angulação foi adotada por ser considerada o grau de maior produção de torque (Ruitier et al, 2004), além de ser o ângulo com maior ativação muscular para a captação de sinais de eletromiografia (Zhou, 1996). Para a realização da aquisição dos dados no teste isométrico, foi solicitado para o voluntário que ao ouvir o sinal sonoro emitido pelo dinamômetro isocinético realizasse o movimento de extensão do joelho o mais rápido e o mais forte que conseguisse, sustentando essa força pelo período de 3 segundos. Os sinais de torque foram coletados e gravados simultaneamente com os dados de eletromiografia. Este protocolo isométrico foi realizado por 3 tentativas com intervalo de 3 minutos entre cada uma. O protocolo realizado com o movimento balístico tendo o membro relaxado na posição de avaliação, mostra-se a melhor alternativa para aquisição da taxa de desenvolvimento de força segundo Van Cutsen & Duchanteau (2005).

PROCESSAMENTO E ANÁLISE DOS SINAIS

Eletromiografia

Para a avaliação da ativação muscular foi realizado o processamento de dados no ambiente *Matlab2018®*. Foram calculados os valores da energia do sinal utilizando-se o cálculo da *Root Mean Square* (RMS) que consiste da raiz

quadrada da somatória das amostras elevados ao quadrado, dividida pelo número de amostras do sinal analisado e Energia Absoluta do sinal (EA), calculada através do somatório do absoluto do sinal eletromiográfico. Estas variáveis foram avaliadas nas janelas identificadas no cálculo da TDF nos instantes de 0-50, 50-100, 100-150, 150-200 ms.

Em seguida para análise dos dados de frequência de disparos das unidades motoras foi realizado o cálculo de Frequência de Potência Mediana, onde primeiramente foi aplicada a Transformada Rápida de *Fourier* para alterar a avaliação do sinal para o domínio da frequência. Logo após foi realizado o cálculo para identificar a mediana do espectro de potência.

Torque máximo e TDF

Os dados de torque foram processados em uma rotina desenvolvida no ambiente de matrizes *Matlab* 2018®. Primeiramente o sinal foi suavizado através de filtro digital *butterworth* de quarta ordem com frequência de corte de 10 Hz. Então foi identificada a tentativa de maior valor elétrico entre as 3 realizadas pelo voluntário. Esta tentativa foi truncada e convertida para unidade de torque (Newtons.metros - N.m). Esta conversão foi feita através de uma curva de calibração. Foram considerados a linearidade do sistema de medição de torque do dinamômetro isocinético, o valor elétrico máximo da tentativa truncada e o valor máximo do torque obtido no relatório gerado pelo dinamômetro isocinético para cada voluntário.

Para identificação da TDF nos instantes 0-50, 50-100, 100-150, 150-200 milissegundos, foi primeiramente identificado o índice da amostra mais próxima do valor de 8,0 N.m na curva de torque de cada voluntário. Este valor é atribuído com o objetivo de desconsiderar o peso do braço mecânico e do membro inferior do avaliado que já inicia o teste produzindo um ligeiro torque involuntário (Oliveira et al., 2012). Logo em seguida, para identificar os índices das amostras correspondes aos pontos 50, 100 e 200 milissegundos foi utilizada a frequência de amostragem (f_a) do sinal. Como a f_a foi de 2000 Hz, cada 50 milissegundos correspondem a 100 amostras. Então, o trecho correspondente aos primeiros 50 milissegundos seria o trecho entre a amostra

identificada com valor 8,0 N.m ($x_{[n]}$) mais 99 amostras (equação 1). Proporcionalmente teríamos esse raciocínio para 100,150 e 200 milissegundos, mantendo as proporções (equações 2 a 4).

$$\text{sinal50} = x_{[n]} : x_{[n+99]} \quad \text{equação 1}$$

$$\text{sinal100} = x_{[n+99]} : x_{[n+199]} \quad \text{equação 2}$$

$$\text{sinal150} = x_{[n+199]} : x_{[n+299]} \quad \text{equação 3}$$

$$\text{sinal150-200} = x_{[n+299]} : x_{[n+399]} \quad \text{equação 4}$$

Onde, **sinal50** é o intervalo indicado pelos índices das amostras iniciais e finais dos sinais de torque e eletromiografia. Este procedimento se estende para os outros intervalos estudados. Por fim, foi realizado o cálculo da derivada (TDF) dos respectivos sinais de torque. O valor médio e o desvio padrão serão calculados para as análises estatísticas.

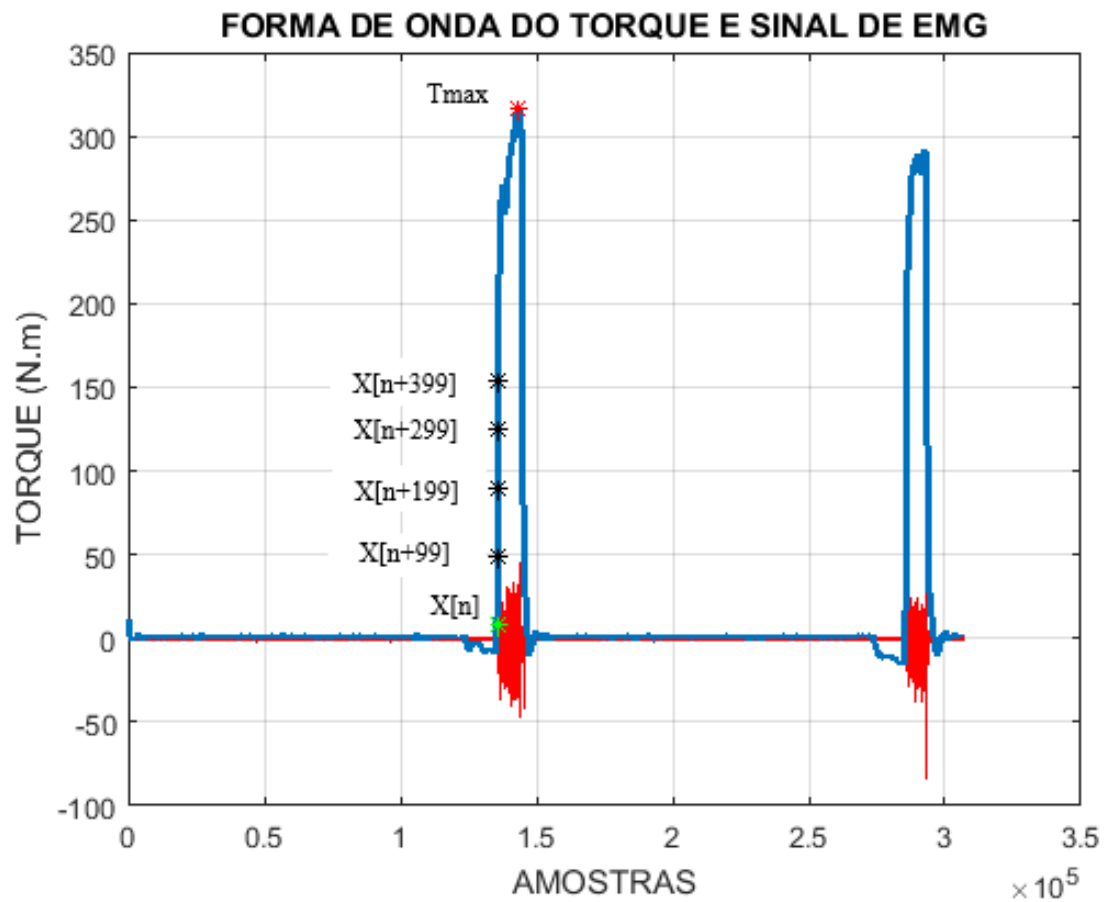
Análise Estatística

O tratamento estatístico dos dados foi realizado através do software *SPSS IBM®*. Primeiro foi aplicado o teste de Shapiro-Wilk, dado o número de participantes, para observar a normalidade dos dados de torque máximo, TDF, FPM, RMS e EA nos instantes 0-50, 0-100, 100-150 e 100-200 ms. Tendo os dados uma distribuição não-normal, foi então calculado o coeficiente de correlação de Spearman para observar em o grau e a significância entre as variáveis torque máximo (Tmax), RMS e FPM na TDF nos instantes 0-50,50-100,100-150, 150-200ms.

Em seguida, para avaliar o efeito do tempo sobre os valores de TDF, RMS e FPM foi aplicado o teste de Fridman para medidas repetidas não paramétricas com $N < 30$ com o objetivo de avaliar as diferenças das variáveis entre os instantes 0-50,50-100,100-150, 150-200ms.

RESULTADOS

Figura 9 – Curva de torque e sinal eletromiográfico após o processamento de sinais



Na Tabela 1 encontram-se a descrição em média e desvio padrão das variáveis de pico de torque (PT), TDF e os valores do RMS e Frequência de potência mediana (FPM) ambas no instante 0-50;0-100;100-200 milissegundos.

Tabela 1 – Média e Desvio Padrão das Variáveis

	Média	DP
PT (N)	301,4	±49,5
TDF 0-50 ms (N.m/s)	1123,4	±450,7
TDF 50-100 ms (N.m/s)	918,7	±325,2
TDF 100-150 ms (N.m/s)	559,4	±238,9
TDF 150-200 ms (N.m/s)	632,8	±131,7
RMS 0-50 ms (V)	0,092	±0,03
RMS 50-100 ms (V)	0,089	±0,04
RMS 100-150 ms (V)	0,095	±0,05
RMS 150-200 ms (V)	0,091	±0,03
FPM 0-50 ms (Hz)	72,5	±14,82
FPM 50-100 ms (Hz)	68,02	±17,67
FPM 100-150 ms (Hz)	65,85	±22,09
FPM 150-200 ms (Hz)	65,75	±22,30
EA 0-50 ms (V)	7,16	±2,81
EA 50-100 ms (V)	7,44	±3,89
EA 100-150 ms (V)	7,65	±3,78
EA 150-200 ms (V)	7,59	±3,07

A Tabela 3 mostra os valores de correlação entre as variáveis PT e TDF, RMS e FPM nos momentos 0-50;0-100;100-200 milissegundos.

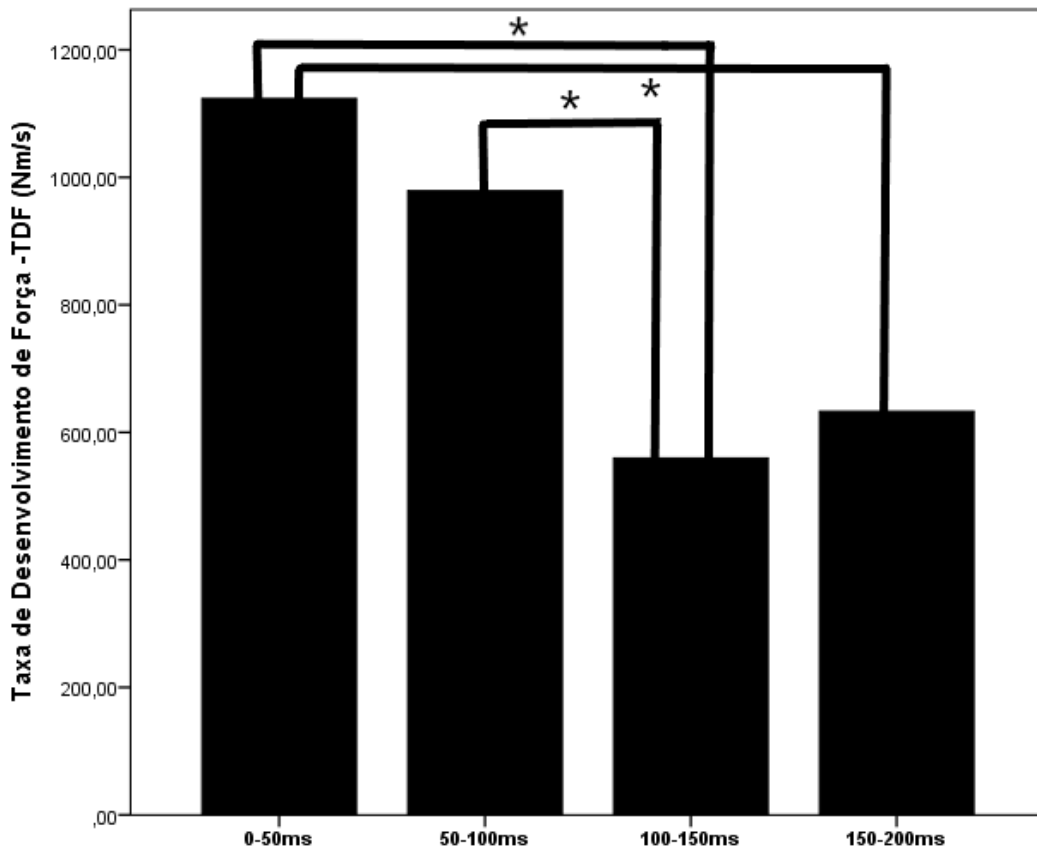
Tabela 3 – Correlações entre as variáveis PT, RMS, FPM, En e as TDFs nos instantes 0-50; 50-100; 100-150 e 150-200 ms.

	TDF 0-50ms	TDF 50-100ms	TDF 100-150ms	TDF 150-200ms
PT	0,07	0,40	0,48	0,40
RMS 0-50ms	0,43	-	-	-
RMS 50-100ms	-	0,47	-	-
RMS 100-150ms	-	-	0,02	-
RMS 150-200ms	-	-	-	0,03
FPM 0-50ms	0,67*	-	-	-
FPM 50-100ms	-	0,39	-	-
FPM 100-150ms	-	-	0,11	-
FPM 150-200ms	-	-	-	0,38
EA 0-50ms	0,42	-	-	-
EA 50-100ms	-	0,36	-	-
EA 100-150ms	-	-	0,02	-
EA 150-200ms	-	-	-	0,03

PT – Pico de Torque; **RMS** – *Root Mean Square*; **TDF** – Taxa de Desenvolvimento de Força; **FPM** – Frequência de Potência Mediana; **EA** – Energia Absoluta do Sinal Eletromiográfico; * - $p \leq 0,05$.

As correlações entre os valores das variáveis PT e RMS FPM e EA nos instantes (0-50, 50-100, 100-150 e 150-200ms) apresentadas na Tabela 3 apresentam correlação significativa e forte entre a FPM 0-50ms e a TDF 0-50ms. Para as demais correlações apesar de apresentarem grau de correlação, as mesmas não apresentam correlação significativa.

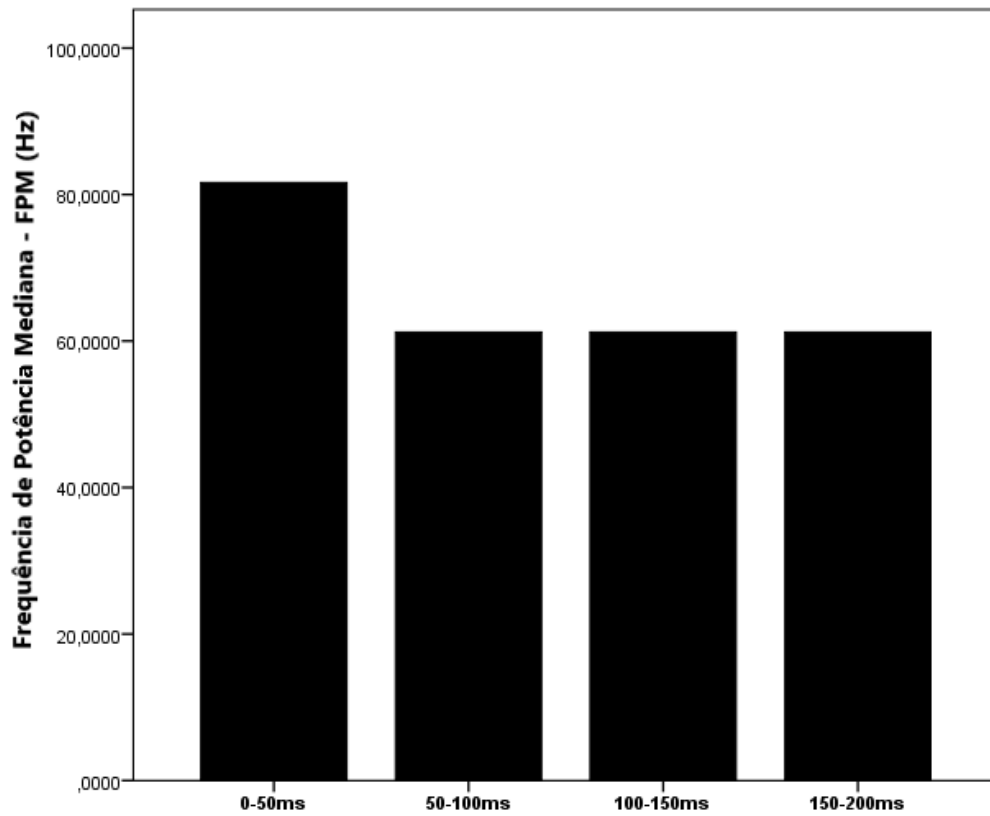
Figura 10 – Comparação e diferença entre os valores da TDF nos instantes 0-50; 50-100; 100-150 e 150-200 ms.



TDF – Taxa de Desenvolvimento de Força; **ms** – milissegundos; * - $p \leq 0,01$

Quando avaliados os valores da TDF é possível observar uma diferença significativa quando comparado os valores da TDF 0-50 ms com a TDF 100-150 ms ($p \leq 0,05$). Ainda, uma diferença significativa nos valores da TDF quando comparado o instante 0-50 ms com o instante 150-200 ms. Foi observada também diferença significativa quando comparados os instantes 50-100 ms com o instante 100-150ms ($p \leq 0,05$).

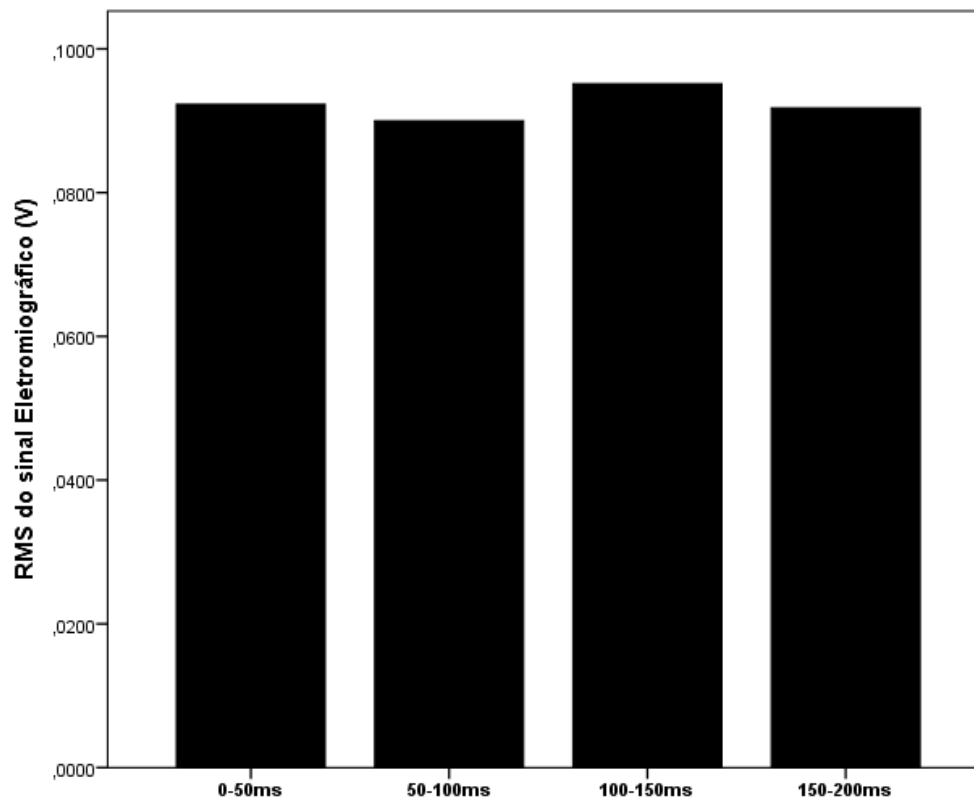
Figura 11 – Comparação dos valores de FPM nos instantes 0-50; 50-100; 100-150; 150-200 ms.



FPM – Frequência de Potência Mediana; **ms** – milissegundos

Avaliando os valores da FPM é possível observar que não há diferença estatística entre esta variável nos instantes 0-50; 50-100; 100-150; 150-200 ms.

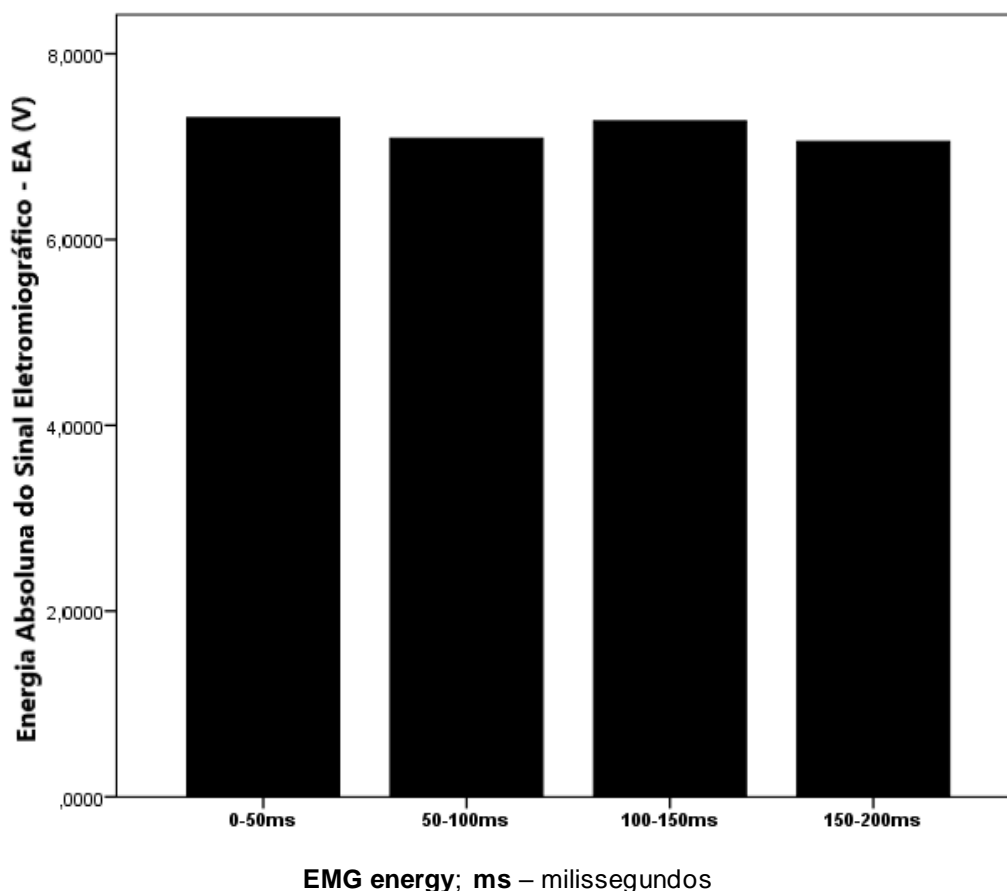
Figura 12 – Comparação entre os valores de RMS do sinal eletromiográfico nos instantes 0-50 ms; 0-100 ms; 100-200 ms



RMS – root mean square; V – volts; ms – milissegundos

Não foram encontradas diferenças na comparação entre os valores de RMS do sinal eletromiográfico nos instantes 0-50; 50-100; 100-150 e 100-200ms.

Figura 13 – Comparação entre os valores de Energia Absoluta do sinal eletromiográfico nos instantes 0-50; 50-100; 100-150; 150-200 ms.



Não foram observadas diferenças significativas na Energia Absoluta do sinal eletromiográfico entre os instantes 0-50; 50-100; 100-150; 150-200 ms.

DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

O objetivo do presente estudo foi avaliar a influência da força máxima e das variáveis neuromusculares: energia do sinal eletromiográfico (RMS) e frequência de potência mediana (FPM) na velocidade de desenvolvimento de força de atletas de basquetebol. Nossos principais achados mostram não haver correlação entre a força máxima e a taxa de desenvolvimento de força (TDF), nos instantes estudados.

Nossos achados apontam também existir uma redução significativa na TDF quando comparado os instantes 0-50 ms com os instantes 100-150 ms e 150-200 ms. Assim como, uma redução significativa na TDF quando comparado os instantes 50-100 ms com o instante 100-150 ms.

A variação na TDF coincide com uma redução da FPM, sem diferença estatística significativa, nos instantes 50-100 ms; 100-150ms; 150-200 ms, comparados com o instante 0-50 ms. Esta redução não foi observada nos valores de RMS e energia absoluta do sinal eletromiográfico, os quais se mantiveram em mesmo nível nos determinados instantes.

Estes resultados são semelhantes aos encontrados em estudos prévios que não encontraram correlações da força máxima isométrica e a TDF em homens recreativamente treinados para força (McGuigan et al., 2010), em estudo avaliando atletas McGuigan, Winschester e Erickson (2006) avaliaram a correlação entre a força máxima de isométrica e a TDF de 8 atletas de *Wrestling*. Em seus resultados não foram encontradas correlações significativas entre as variáveis.

Foi observada uma correlação forte e significativa entre a FPM e a TDF no instante 0-50 ms ($r^2 = 0,67$; $p < 0,05$). Esta correção nos levou a investigar mais a fundo esta variável. Achados anteriores corroboram ao resultado encontrado no nosso estudo. Onde se observa que a frequência de disparos das unidades motoras apresenta correlação significativa e forte com a TDF de pessoas fisicamente ativas ($r^2 = 0,71$; $p < 0,001$). No estudo de Del Vecchio et al., (2019), os autores sugerem que a taxa de desenvolvimento de força é prioritariamente governada pela frequência de disparos das unidades motoras (Del Vecchio et al., 2019).

Não foram observadas correlações entre o RMS e a TDF na janela 0-50ms. Este resultado conflita com os achados de Cossich e Maffiuletti (2020) que encontraram correlação forte e significativa entre o RMS do sinal eletromiográfico e a TDF nos instantes 0-50 ms. O estudo avaliou a correlação entre a força máxima isométrica, a TDF inicial e tardia e o RMS do sinal eletromiográfico de 17 homens fisicamente ativos. As discordâncias nos resultados sugerem ser devido as diferentes populações avaliadas levando a interpretar que populações mais habituadas a execução de movimentos balísticos, como os basquetebolistas, tendem a ter fator neural determinante na TDF diferente de outras populações.

Ao avaliarmos o comportamento da TDF, FPM e RMS nos instantes 0-50ms, 50-100ms; 100-150ms e 150-200ms observamos uma redução significativa nos níveis de TDF sendo o seu maior valor no instante 0-50 ms.

Mesmo não apresentando queda estatisticamente significativa da FPM (0-50ms e 50-100ms $p=0,096$; 0-50ms e 100-150ms $p=0,31$; 0-50ms e 150-200ms $p=0,96$), observamos sua redução nos seus níveis, sendo seu maior valor observado no instante 0-50 ms. Tais resultados nos levam a entender, como causadores deste fenômeno, o estado de relação força-frequência e a redução da sensibilidade ao Ca^{2+} relatados inicialmente por Balnave e Allen (1996).

A relação força-frequência é conceituada como o fenômeno a qual a força isométrica produzida pelo músculo aumenta ou diminui de acordo com a frequência de disparos das unidades motoras. Em frequências de disparos mais altas, mais Ca^{2+} é liberado do retículo sarcoplasmático resultando no aumento da força, este aumento ocorre até o ponto de saturação, onde mesmo com maior liberação de Ca^{2+} não resultará no aumento da força. Isso se deve a diminuição da sensibilidade ao Ca^{2+} na absorção por parte da proteína contrátil troponina TNC. (GLASS et al., 2018; Close, 1972; Brenner 1988).

Esta absorção de Ca^{2+} , conseqüentemente a velocidade da resposta da contração muscular e a TDF também são reduzidas devido a uma diminuição na frequência de disparos o que leva a uma redução da concentração do Ca^{2+} liberado a cada potencial de ação como relatado por Mazara et al., (2021).

Por fim, é possível observar uma redução nos valores da FPM nos instantes 0-50, 50-100 estes valores se mantem nos instantes 100-150, 150-200ms ao mesmo tempo onde ocorre a diminuição na TDF, porém não são observadas diferenças estatísticas significativas nesta redução da FPM e TDF. Este resultado sugere que a manutenção da TDF mesmo com a redução da FPM ocorre devido a interposição de dos dois fatores neurais atuantes, número de unidades motoras recrutadas (RMS) e frequência de disparos das unidades motoras.

CONCLUSÃO

A velocidade de desenvolvimento da força, indicada pela taxa de desenvolvimento de força (TDF) mostra-se como uma variável de força independente da força máxima em atletas de basquetebol. Dentre as variáveis neuromusculares avaliadas a frequência de disparos das unidades motoras (FPM) apresentou maior influência na TDF. A diminuição TDF coincidiu com a diminuição da FPM e a constância do RMS. Os resultados podem auxiliar

treinadores e preparadores a utilizar treinamentos voltados as variáveis velocidade de desenvolvimento de força e frequência de disparos das unidades motoras com treinamentos de movimentos balísticos e explosivos para uma melhoria da performance na modalidade.

REFERÊNCIAS

AAGAARD, Per et al. Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. **Journal Of Applied Physiology**, [s.l.], v. 93, n. 4, p.1318-1326, out. 2002. American Physiological Society. <http://dx.doi.org/10.1152/jappphysiol.00283.2002>.

ANDERSEN, Lars L.; AAGAARD, Per. Influence of maximal muscle strength and intrinsic muscle contractile properties on contractile rate of force development. **European Journal Of Applied Physiology**, [s.l.], v. 96, n. 1, p.46-52, 26 out. 2006.

ANDROULAKIS-KORAKAKIS, Patroklos; FISHER, James P.; STEELE, James. The Minimum Effective Training Dose Required to Increase 1RM Strength in Resistance-Trained Men: a systematic review and meta-analysis. **Sports Medicine**, [S.L.], v. 50, n. 4, p. 751-765, 3 dez. 2019. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1007/s40279-019-01236-0>.

AMENT, Wim; BONGA, Gerard J.J.; HOF, At L.; VERKERKE, Gýsbertus J.. EMG median power frequency in an exhausting exercise. **Journal Of Electromyography And Kinesiology**, [S.L.], v. 3, n. 4, p. 214-220, jan. 1993. Elsevier BV. [http://dx.doi.org/10.1016/1050-6411\(93\)90010-t](http://dx.doi.org/10.1016/1050-6411(93)90010-t).

ALEMDAROGLU, Utku. The Relationship Between Muscle Strength, Anaerobic Performance, Agility, Sprint Ability and Vertical Jump Performance in Professional Basketball Players. **Journal Of Hum An Kinetics**, v. 31, p.149-158, mar. 2012.

BARTLETT, R. **Introducion to Sports Biomechanics**. Oxford, E & FN Spon, 1997.

BOMPA, T. O.; HAFF, G. G. **Periodização: Teoria e Metodologia do Treinamento**. 5ª edição. Phorte; São Paulo, 2012. 437p.

BRADY, Claire J.; HARRISON, Andrew J.; FLANAGAN, Eamonn P.; HAFF, G. Gregory; COMYNS, Thomas M.. The Relationship Between Isometric Strength and Sprint Acceleration in Sprinters. **International Journal Of Sports Physiology And Performance**, [S.L.], v. 15, n. 1, p. 38-45, 1 jan. 2020. Human Kinetics. <http://dx.doi.org/10.1123/ijsp.2019-0151>.

BRENNER, B. Effect of Ca²⁺ on cross-bridge turnover kinetics in skinned single rabbit psoas fibers: implications for regulation of muscle contraction.. **Proceedings Of The National Academy Of Sciences**, [S.L.], v. 85, n. 9, p. 3265-3269, maio 1988. Proceedings of the National Academy of Sciences. <http://dx.doi.org/10.1073/pnas.85.9.3265>.

CORVINO, Rogério Bulhões et al. Taxa de Desenvolvimento de Força em Diferentes Velocidades de Contrações Musculares. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, Sp, v. 15, n. 6, p.428-431, 13 maio 2009.

CORMIE, Prue; MCGUIGAN, Michael R.; NEWTON, Robert U.. Developing Maximal Neuromuscular Power. **Sports Medicine**, [S.L.], v. 41, n. 1, p. 17-38, jan. 2011. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.2165/11537690-000000000-00000>.

COSSICH, V.; MAFFIULETTI, N.A.. Early vs. late rate of torque development: relation with maximal strength and influencing factors. **Journal Of Electromyography And Kinesiology**, [S.L.], v. 55, p. 102486, dez. 2020. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2020.102486>.

CIFREK, Mario; MEDVED, Vladimir; TONKOVIĆ, Stanko; OSTOJLIĆ, Saša. Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. **Clinical Biomechanics**, [S.L.], v. 24, n. 4, p. 327-340, maio 2009. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.01.010>.

CHATZINIKOLAOU, Athanasios et al. The microcycle of inflammation and performance changes after a basketball match. **Journal Of Sports Sciences**, [s.l.], v. 32, n. 9, p.870-882, 30 jan. 2014.

CLOSE, R. I.. The relations between sarcomere length and characteristics of isometric twitch contractions of frog sartorius muscle. **The Journal Of Physiology**, [S.L.], v. 220, n. 3, p. 745-762, 1 fev. 1972. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1113/jphysiol.1972.sp009733>.

DE ROSE, Dante; TRICOLI, Valmor. **Basquetebol do treino ao Jogo**. 2. ed. São Paulo: Manole, 2017. 272 p.

De LUCA, C.J. Electromyography. **Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation**, (John G. Webster, Ed.) John Wiley Publisher, 98-109, 2006.

De LUCA, Carlo J. THE USE OF SURFACE ELECTROMYOGRAPHY IN BIOMECHANICS. **Journal Of Applied Biomechanics**, [s.i], v. 2, n. 13, p.135-163, jul. 1997.

DELESTRAT; BALIQI; CLARKE. Repeated sprint ability and stride kinematics are altered following an official match in national-level basketball players. **The Journal Of Sports Medicine And Physical Fitness**, Oxford, v. 5, n. 2, p.58-112, 2013.

FARUP, J.; RAHBK, S. K.; BJERRE, J.; PAOLI, F. de; VISSING, K.. Associated decrements in rate of force development and neural drive after maximal eccentric exercise. **Scandinavian Journal Of Medicine & Science In Sports**, [S.L.], v. 26, n. 5, p. 498-506, 6 maio 2015. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1111/sms.12481>.

FLECK, Steve; KRAEMER, William. **Fundamentos do Treinamento de Força Muscular - 4ª Ed. 2017**. Porto Alegre: Artmed, 2017. 471 p.

GUYTON, A.C., HALL, J.E. **Textbook of Medical Physiology**. 11 ed. Philadelphia: Elsevier Saunders. 2006.

GLASS, Lisa D.; CHENG, Arthur J.; MACINTOSH, Brian R.. Role of Ca²⁺ in changing active force during intermittent submaximal stimulation in intact, single mouse muscle fibers. **Pflügers Archiv - European Journal Of Physiology**, [S.L.], v. 470, n. 8, p. 1243-1254, 18 abr. 2018. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1007/s00424-018-2143-y>.

GONZÁLEZ-IZAL, M.; MALANDA, A.; NAVARRO-AMÉZQUETA, I.; GOROSTIAGA, E.M.; MALLOR, F.; IBAÑEZ, J.; IZQUIERDO, M.. EMG spectral indices and muscle power fatigue during dynamic contractions. **Journal Of Electromyography And Kinesiology**, [S.L.], v. 20, n. 2, p. 233-240, abr. 2010. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2009.03.011>.

HAMADA, Taku et al. Postactivation potentiation, fiber type, and twitch contraction time in human knee extensor muscles. **Journal Of Applied Physiology**, [s.i], v. 88, n. 6, p.2131-2137, jun. 2000.

HAGBERG, M. The amplitude distribution of surface EMG in static and intermittent static muscular performance. **Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.**, Berlin, v. 40, n. 4, p. 265-272, 1979.

HERNÁNDEZ-DAVÓ, Jose Luis; SPORTS, Rafael Sabido. RATE OF FORCE DEVELOPMENT: RELIABILITY, IMPROVEMENTS AND INFLUENCE ON PERFORMANCE. A REVIEW. **European Journal Of Human Movement**, [s.i], v. 33, n. [], p.46-69, 2014.

IDE, Bernardo Neme et al. ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE - APLICAÇÕES NA FISIOLOGIA DO EXERCÍCIO. **Rev. Acta Brasileira do Movimento Humano**, v. 2, n. 4, p.60-78, out. 2012.

JAMES, L. P.; HAFF, G. Gregory; KELLY, V. G.; CONNICK, M. J.; HOFFMAN, B. W.; BECKMAN, E. M.. The impact of strength level on adaptations to combined weightlifting, plyometric, and ballistic training. **Scandinavian Journal Of Medicine & Science In Sports**, [S.L.], v. 28, n. 5, p. 1494-1505, 1 mar. 2018. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1111/sms.13045>.

KANDEL, E.R. SCHWARTZ, J.H., JESSELL, T.M. **Principles of Neural Science**. 4ed. New York: McGraw-Hill. 2000.

KOKUBUN, Eduardo; DANIEL, J.f. Relações entre a intensidade e duração das atividades em partidas de basquetebol com as capacidades aeróbicas e anaeróbicas: Estudo pelo lactato sanguíneo. **Revista Paulista de Educação Física**, São Paulo, v. 2, n. 6, p.37-46, jun. 1992.

KRASKA, Jenna M.; RAMSEY, Michael W.; HAFF, G. Gregory; FETHKE, Nate; SANDS, William A.; STONE, Margaret E.; STONE, Michael H.. Relationship Between Strength Characteristics and Unweighted and Weighted Vertical Jump

Height. **International Journal Of Sports Physiology And Performance**, [S.L.], v. 4, n. 4, p. 461-473, dez. 2009. Human Kinetics. <http://dx.doi.org/10.1123/ijsp.4.4.461>.

LAMAS, Leonardo. ESPECIFICIDADE DO TREINAMENTO NO BASQUETEBOL: FATORES ENERGÉTICOS E NEUROMUSCULARES. **Revista Mackenzie de Educação Física e Esporte**, São Paulo, v. 1, n. 5, p.93-106, 2006.

MATON, B. Human motor unit activity during the onset of muscle fatigue in submaximal isometric isotonic contraction. **Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.** 1981; 46(3):271-281.

MAFFIULETTI, Nicola A. et al. Rate of force development: physiological and methodological considerations. **European Journal Of Applied Physiology**, [s.l.], v. 116, n. 6, p.1091-1116, 3 mar. 2016.

MERLETTI, R.; PARKER, P.A. **Electromyography: physiology, engineering and noninvasive applications**. S.I.: Piscataway. IEEE Press. 2004.

MORITANI, Toshio; NAGATA, Akiro; MURO, Masuo. Electromyographic manifestations of muscular fatigue. **Medicine & Science In Sports Exercise**, [S.I.], v. 14, n. 3, p. 198-202, mar. 1982.

MCGUIGAN, Michael R; NEWTON, Michael J; WINCHESTER, Jason B; NELSON, Arnold G. Relationship Between Isometric and Dynamic Strength in Recreationally Trained Men. **Journal Of Strength And Conditioning Research**, [S.L.], v. 24, n. 9, p. 2570-2573, set. 2010. Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health). <http://dx.doi.org/10.1519/jsc.0b013e3181ecd381>.

MAZARA, Nicole; ZWAMBAG, Derek P.; NOONAN, Alex M.; WEERSINK, Erin; BROWN, Stephen H.M.; POWER, Geoffrey A.. Rate of force development is Ca²⁺-dependent and influenced by Ca²⁺-sensitivity in human single muscle fibres from older adults. **Experimental Gerontology**, [S.L.], v. 150, p. 111348, jul. 2021. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.exger.2021.111348>.

NELSON, Arnold G.; MCGUIGAN, Michael R.; WINCHESTER, Jason B.. The Relationship Between Isometric and Dynamic Strength in College Football Players. **Medicine & Science In Sports & Exercise**, [S.L.], v. 40, n. 5, p. 101-

105, maio 2008. Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health).
<http://dx.doi.org/10.1249/01.mss.0000322664.81874.75>.

OLIVEIRA, André L. Morais de; GRECO, Camila Coelho; MOLINA, Renato; DENADAI, Benedito S.. The Rate of Force Development Obtained at Early Contraction Phase Is Not Influenced by Active Static Stretching. **Journal Of Strength And Conditioning Research**, [S.L.], v. 26, n. 8, p. 2174-2179, ago. 2012. Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health).
<http://dx.doi.org/10.1519/jsc.0b013e31823b0546>.

PEÑAILILLO, L. et al. Rate of force development as a measure of muscle damage. **Scandinavian Journal Of Medicine & Science In Sports**, [s.l.], v. 25, n. 3, p.417-427, 5 maio 2014.

PLIAUGA, Vytautas et al. The Effect of a Simulated Basketball Game on Players' Sprint and Jump Performance, Temperature and Muscle Damage. **Journal Of Human Kinetics**, [s.l.], v. 46, n. 1, p.167-175, 1 jan. 2015. Walter de Gruyter GmbH. <http://dx.doi.org/10.1515/hukin-2015-0045>.

ROCHA JÚNIOR, Valdinar de Araújo. **Respostas neuromusculares do músculo vasto lateral aometodo da pré-exaustão adaptado**. Universidade de Brasília, Faculdade de Educação Física, 2008. 92p. Dissertação apresentada à Faculdade de da Universidade de Brasília, como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre em Educação Física.

RUITER, C. J. de. Initial phase of maximal voluntary and electrically stimulated knee extension torque development at different knee angles. **Journal Of Applied Physiology**, [s.l.], v. 97, n. 5, p.1693-1701, 1 nov. 2004.

SALE, Digby G.. Postactivation Potentiation: role in human performance. **Exercise And Sport Sciences Reviews**, [S.L.], v. 30, n. 3, p. 138-143, jul. 2002. Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health).
<http://dx.doi.org/10.1097/00003677-200207000-00008>.

SANTOS, Marcelo Claudio Amaral et al. Análise da Fadiga Muscular Localizada em Atletas e Sedentários Através de Parâmetros de Frequência do Sinal Eletromiográfico. **Sociedade Brasileira de Medicinada Esporte**, Presidente Prudente, v. 14, n. 6, p.509-512, 05 jul. 2008.

SCANLAN, Aaron T.; WEN, Neal; GUY, Joshua H.; ELSWORTHY, Nathan; LASTELLA, Michele; PYNE, David B.; CONTE, Daniele; DALBO, Vincent J.. The Isometric Midthigh Pull in Basketball: an effective predictor of sprint and

jump performance in male, adolescent players. **International Journal Of Sports Physiology And Performance**, [S.L.], v. 15, n. 3, p. 409-415, 1 mar. 2020. Human Kinetics. <http://dx.doi.org/10.1123/ijsp.2019-0107>.

STONE, Michael H.; SANDS, William A.; CARLOCK, Jon; CALLAN, Sam; DICKIE, Des; DAIGLE, Karen; COTTON, John; SMITH, Sarah L.; HARTMAN, Michael. The Importance of Isometric Maximum Strength and Peak Rate-of-Force Development in Sprint Cycling. **The Journal Of Strength And Conditioning Research**, [S.L.], v. 18, n. 4, p. 878, 2004. Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health). <http://dx.doi.org/10.1519/14874.1>.

SUCHOMEL, Timothy J.; NIMPFIUS, Sophia; STONE, Michael H.. The Importance of Muscular Strength in Athletic Performance. **Sports Medicine**, [s.l.], v. 46, n. 10, p.1419-1449, 2 fev. 2016.

SILVA, Sarah Regina Dias da; GONÇALVES, Mauro. Análise da fadiga muscular pela amplitude do sinal eletromiográfico. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**, Brasília, v. 11, n. 3, p. 15-20, abr. 2003.

TABER, Christopher; BELLON, Christopher; ABBOTT, Heather; BINGHAM, Garrett E.. Roles of Maximal Strength and Rate of Force Development in Maximizing Muscular Power. **Strength & Conditioning Journal**, [S.L.], v. 38, n. 1, p. 71-78, fev. 2016. Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health). <http://dx.doi.org/10.1519/ssc.0000000000000193>.

TURNER, Anthony N.; COMFORT, Paul; MCMAHON, John; BISHOP, Chris; CHAVDA, Shyam; READ, Paul; MUNDY, Peter; LAKE, Jason. Developing Powerful Athletes, Part 1: mechanical underpinnings. **Strength & Conditioning Journal**, [S.L.], v. 42, n. 3, p. 30-39, 27 fev. 2020. Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health). <http://dx.doi.org/10.1519/ssc.0000000000000543>.

THOMAS, Christopher; COMFORT, Paul; CHIANG, Chieh-Ying; JONES, Paul A.. Relationship between isometric mid-thigh pull variables and sprint and change of direction performance in collegiate athletes. **Journal Of Trainology**, [S.L.], v. 4, n. 1, p. 6-10, 2015a. Active Aging Research Center. http://dx.doi.org/10.17338/trainology.4.1_6.

THOMAS, Christopher; JONES, Paul A.; ROTHWELL, James; CHIANG, Chieh Y.; COMFORT, Paul. An Investigation Into the Relationship Between Maximum Isometric Strength and Vertical Jump Performance. **Journal Of Strength And**

Conditioning Research, [S.L.], v. 29, n. 8, p. 2176-2185, ago. 2015b. Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health). <http://dx.doi.org/10.1519/jsc.0000000000000866>.

TOWNSEND, Jeremy R.; BENDER, David; VANTREASE, William C.; HUDY, John; HUET, Kevin; WILLIAMSON, Cassie; BECHKE, Emily; SERAFINI, Paul R.; MANGINE, Gerald T.. Isometric Midhigh Pull Performance Is Associated With Athletic Performance and Sprinting Kinetics in Division I Men and Women's Basketball Players. **Journal Of Strength And Conditioning Research**, [S.L.], v. 33, n. 10, p. 2665-2673, out. 2019. Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health). <http://dx.doi.org/10.1519/jsc.00000000000002165>.

VAN CUTSEM, Michaël; DUCHATEAU, Jacques; HAINAUT, Karl. Changes in single motor unit behaviour contribute to the increase in contraction speed after dynamic training in humans. **The Journal Of Physiology**, [S.L.], v. 513, n. 1, p. 295-305, nov. 1998. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1469-7793.1998.295by.x>.

VAN CUTSEM, Michaël; DUCHATEAU, Jacques. Preceding muscle activity influences motor unit discharge and rate of torque development during ballistic contractions in humans. **The Journal Of Physiology**, [s.l.], v. 562, n. 2, p.635-644, 7 jan. 2005. Wiley-Blackwell.

Veneziano WH. **Estudo do Comportamento de Sinais Eletromiográfico de Superfície em atividades subaquáticas**. Universidade de Brasília, 2006.

VECCHIO, Alessandro del; NEGRO, Francesco; HOLOBAR, Ales; CASOLO, Andrea; FOLLAND, Jonathan P.; FELICI, Francesco; FARINA, Dario. You are as fast as your motor neurons: speed of recruitment and maximal discharge of motor neurons determine the maximal rate of force development in humans. **The Journal Of Physiology**, [S.L.], v. 597, n. 9, p. 2445-2456, mar. 2019. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1113/jp277396>.

ZATSIORSKY, Wladimir M; KRAEMER, William J. **Science and Practice of Strength Training**. 2. ed. Champaign: Human Kinetics Publishers, 2006. 265 p.

ZHOU, Shi et al. Effects of fatigue and sprint training on electromechanical delay of knee extensor muscles. **Eur J Appl Physiol**, v. 72, p.410-416, ago. 1996.

WEINECK, J. **Fundamentos do Treinamento de Força Muscular**. 2ª ed. São Paulo – SP. Editora Manole. 1999.

ANEXOS

ANEXO A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido



UnB

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA
CAMPUS UNIVERSITÁRIO DARCY RIBEIRO
BRASÍLIA - DF
TELEFONE (061) 3107-2500

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido - TCLE

Convidamos o(a) Senhor(a) a participar do projeto de pesquisa **Avaliação do Desempenho Neuromuscular e da Carga Interna de Treinamento em Jogadores de Basquetebol após um Jogo Simulado**, sob a responsabilidade do pesquisador **Hiury Caio Pinheiro Brandão**. O projeto vem avaliar por meio de testes de força no dinamômetro isocinético e coletas de sinais elétricos do músculo (eletromiografia) de maneira não invasiva, além da avaliação da percepção de esforço de maneira subjetiva pelo voluntário, as alterações em indicadores de performance e desempenho .

O objetivo desta pesquisa é Avaliar e correlacionar os níveis de percepção subjetiva de esforço e desempenho neuromuscular após um jogo simulado de atletas de basquetebol.

O(a) senhor(a) receberá todos os esclarecimentos necessários antes e no decorrer da pesquisa e lhe asseguramos que seu nome não aparecerá sendo mantido o mais rigoroso sigilo pela omissão total de quaisquer informações que permitam identificá-lo(a)

A sua participação se dará por meio testes de força em extensão de joelho do membro inferior dominante realizados no aparelho dinamômetro isocinético, além da coleta de sinais eletromiográficos de maneira não invasiva utilizando eletrodos de superfície sob a pele que deverá ser raspada pelo pesquisador com barbeador, para que possua área livre de pelos proporcionando então a realização do teste, os testes ocorrerão no laboratório de força da faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília – UnB, além de um jogo de basquetebol simulado no seu local habitual de treinamento, em uma quadra fechada com medidas oficiais do Centro Universitário de Brasília – UniCEUB, aonde após o jogo você deverá responder a avaliação da percepção subjetiva de esforço da seguinte pergunta: “De 0 a 10, como foi intenso o seu treino?” Estes procedimentos geram incômodos musculares devido a fadiga nos testes de força e o esforço no jogo, e serão realizados em 3 momentos sendo em 1 dia, testes antecedendo o jogo simulado, 1 dia a qual será realizado o jogo simulado e 1 dia de testes após o jogo simulado, com um tempo estimado de 40 minutos para cada teste e 2 horas de jogo simulado para sua realização.

Os riscos decorrentes de sua participação na pesquisa são eventuais lesões que possam ocorrer durante a prática do jogo simulado. Se você aceitar participar, estará contribuindo para melhoria do conhecimento e aprofundamento sobre a área de treinamento em performance esportiva.

O(a) Senhor(a) pode se recusar a responder (ou participar de qualquer procedimento) qualquer questão que lhe traga constrangimento, podendo desistir de

participar da pesquisa em qualquer momento sem nenhum prejuízo para o(a) senhor(a). Sua participação é voluntária, isto é, não há pagamento por sua colaboração.

Todas as despesas que você tiver relacionadas diretamente ao projeto de pesquisa (tais como, passagem para o local da pesquisa, alimentação no local da pesquisa ou exames para realização da pesquisa) serão cobertas pelo pesquisador responsável.

Caso haja algum dano direto ou indireto decorrente de sua participação na pesquisa, você poderá ser indenizado, obedecendo-se as disposições legais vigentes no Brasil.

Os resultados da pesquisa serão divulgados na Faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília, podendo ser publicados posteriormente. Os dados e materiais serão utilizados somente para esta pesquisa e ficarão sob a guarda do pesquisador por um período de cinco anos, após isso serão destruídos.

Se o(a) Senhor(a) tiver qualquer dúvida em relação à pesquisa, por favor telefone para: Hiury Caio Pinheiro Brandão, na Faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília no telefone: (61) 9 8288-3310 ou (061) 3107-2500, no horário de 8 horas as 16 horas.

Este projeto foi Aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências da Saúde (CEP/FS) da Universidade de Brasília. O CEP é composto por profissionais de diferentes áreas cuja função é defender os interesses dos participantes da pesquisa em sua integridade e dignidade e contribuir no desenvolvimento da pesquisa dentro de padrões éticos. As dúvidas com relação à assinatura do TCLE ou os direitos do participante da pesquisa podem ser esclarecidos pelo telefone (61) 3107-1947 ou do e-mail cepfs@unb.br ou cepfsunb@gmail.com, horário de atendimento de 10:00hs às 12:00hs e de 13:30hs às 15:30hs, de segunda a sexta-feira. O CEP/FS se localiza na Faculdade de Ciências da Saúde, Campus Universitário Darcy Ribeiro, Universidade de Brasília, Asa Norte.

Este documento foi elaborado em duas vias, uma ficará com o pesquisador responsável e a outra com o Senhor(a).

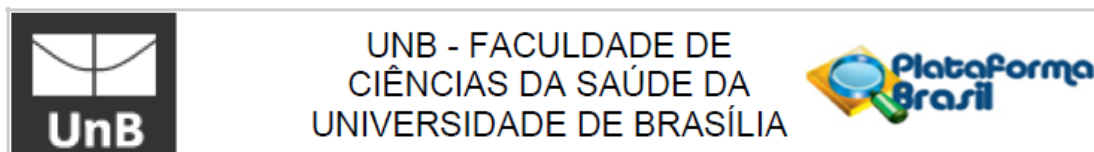
Nome / assinatura

Pesquisador Responsável

Nome e assinatura

Brasília, ____ de _____ de _____.

ANEXO B – Parecer CEP/FS – UNB



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Avaliação do Desempenho Neuromuscular e da Carga Interna de Treinamento em Jogadores de Basquete após um Jogo Simulado

Pesquisador: Hiury Caio Pinheiro Brandão

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 67429417.7.0000.0030

Instituição Proponente: Faculdade de Educação Física - UnB

Patrocinador Principal: Faculdade de Educação Física - UnB

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.197.665