

Universidade de Évora - Escola de Saúde e Desenvolvimento Humano

Mestrado em Exercício e Saúde

Dissertação

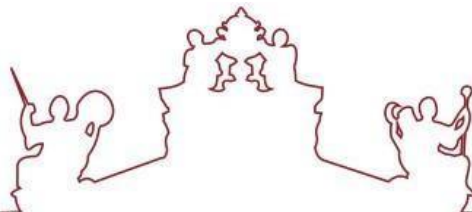
**Caracterização do comportamento muscular através da
utilização de plataformas de Instabilidade aquáticas**

Miguel Ângelo Pereira Baia

Orientador(es) | Ana Teresa Silveira Conceição

Nuno Miguel Prazeres Batalha

Évora 2022



Universidade de Évora - Escola de Saúde e Desenvolvimento Humano

Mestrado em Exercício e Saúde

Dissertação

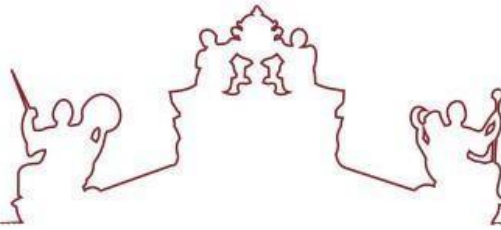
**Caracterização do comportamento muscular através da
utilização de plataformas de Instabilidade aquáticas**

Miguel Ângelo Pereira Baia

Orientador(es) | Ana Teresa Silveira Conceição

Nuno Miguel Prazeres Batalha

Évora 2022



A dissertação foi objeto de apreciação e discussão pública pelo seguinte júri nomeado pelo Diretor da Escola de Saúde e Desenvolvimento Humano:

Presidente | Pablo Tomas-Carus (Universidade de Évora)

Vogais | Ana Teresa Silveira Conceição (Instituto Politécnico de Santarém) (Orientador)
Orlando de Jesus Fernandes (Universidade de Évora) (Arguente)

Agradecimentos

Em primeiro lugar, queria agradecer ao meu orientador Professor Nuno Batalha e à minha co-orientadora, Professora Ana Teresa Conceição, por toda a amizade, ajuda e ensinamentos na área do exercício e saúde. Obrigado pela confiança e por estarem sempre presentes.

Agradeço também a todos os professores que me ajudaram neste processo, nomeadamente ao Professor Orlando Fernandes, ao Professor Bruno Gonçalves e ao Professor José Parraça, pelos seus ensinamentos e por toda a ajuda.

Um especial agradecimento a toda a minha família (pais, irmãos, avós e tios) e também à minha namorada por estarem sempre presentes neste longo processo que encerra mais um ciclo da minha vida académica, sem eles era impossível. A eles o meu muito obrigado!

Aos participantes do estudo, queria também deixar-lhes uma palavra de agradecimento por toda a sua disponibilidade e ajuda que me deram na recolha dos dados.

Queria também deixar uma palavra de agradecimento à Universidade de Évora por todos estes anos vividos. Gratidão pelos ensinamentos, aprendizagens e amizades que levo para a vida.

Caracterização do comportamento muscular através da utilização de plataformas de Instabilidade aquáticas

Resumo

Os exercícios em plataformas instáveis têm sido utilizados para promover diferentes estímulos musculares. O objetivo deste estudo consistiu em comparar a ativação muscular, analisando as diferenças existentes entre os exercícios no solo e na plataforma à superfície da água, com e sem turbulência. A amostra foi composta por 12 indivíduos (sete homens e cinco mulheres) que realizavam prática desportiva regular (idades- 20.08 ± 0.95 anos; massa corporal- 64.86 ± 8.30 kg; altura- 1.70 ± 0.08 m). Cada indivíduo realizou durante 10 segundos exercícios de agachamento (dinâmico e isométrico) e de prancha (de cotovelos e de mãos) no meio terrestre e no meio aquático com e sem turbulência, com um intervalo de 40 segundos entre cada exercício. Foram analisados cinco músculos: *rectus femoris*, *biceps femoris*, *erector spinae*, *external oblique* e *rectus abdominis*, através de eletromiografia de superfície (bioPlux research, Portugal). Foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre a ativação de cada um dos músculos considerados no meio terrestre e no meio aquático com turbulência, com exceção do RA. Desta forma, verificou-se o aumento gradual da ativação muscular em função do aumento da instabilidade do meio, sendo substancialmente superior na condição “com turbulência”. Os nossos resultados indicam que a realização dos exercícios de agachamento (dinâmico e isométrico) e prancha (de cotovelos e mãos) no meio aquático revela-se mais intensa para os participantes, aumentando a ativação muscular dos músculos *rectus femoris*, *biceps femoris*, *erector spinae* e *external oblique*, essencialmente se lhes for aplicada turbulência em ambos lados. Logo, podemos concluir que a realização destes exercícios em meio instável em condição de aula aumenta significativamente o recrutamento muscular. Desta forma, os técnicos de exercício, caso pretendam aumentar a intensidade dos exercícios realizados, devem privilegiar a condição de instabilidade.

Palavras-chave: Exercício; Plataformas Instáveis; Eletromiografia; Ativação Muscular; Aquabalance.

Characterization of muscle behavior through the use of aquatic instability platforms

Abstract

Exercises on unstable platforms have been increasingly used to promote different muscle stimuli. The aim of this study was to compare muscle participation, analyzing the differences between exercises on the ground and on a platform above water, with and without turbulence. The sample consisted in 12 individuals (seven men and five women) who regularly practiced sports (ages - 20.08 ± 0.95 years; body mass - 64.86 ± 8.30 kg; height - 1.70 ± 0.08 m). Everyone performed squat (dynamic and isometric) and plank (elbows and hands) exercises for 10 seconds on land and in water with and without turbulence, with an interval of 40 seconds between each exercise. Five muscles were analyzed: *rectus femoris*, *biceps femoris*, *erector spinae*, *external oblique* and *rectus abdominis*, using surface electromyography (bioPlux research, Portugal). Statistically significant differences were found between the activation of each of the muscles considered in the terrestrial environment and in the aquatic environment with turbulence, except for the *rectus abdominis*. So, there was a gradual increase in muscle recruitment due to increased instability in the environment, being substantially higher in the “with turbulence” condition. Our results indicate that the performance of squat (dynamic and isometric) and plank (elbows and hands) exercises in the water is more intense for the participants, increasing the muscle activation of the *rectus femoris*, *biceps femoris*, *erector spinae* and *external oblique* muscles, essentially if turbulence is applied to them on both sides. Therefore, we can conclude that performing these exercises in an unstable environment in class conditions significantly increases muscle recruitment. So, exercise technicians, if they intend to increase the intensity of the exercises performed, must privilege the instability condition.

Keywords: Exercise; Unstable Platforms; Electromyography; Muscle Activation; Aquabalance

Índice Geral

Capítulo I- Introdução	2
Capítulo II- Revisão da Literatura	8
1. Importância da análise do recrutamento muscular em exercícios distintos e em condições distintas	8
2. Análise EMG	9
2.2 Benefícios da utilização da EMG	10
2.3 Interferências do sinal EMG	11
2.4 Aquisição do sinal eletromiográfico	11
2.4.1 Frequência de Amostragem	12
2.4.2 Eléttodos	12
2.4.2.1 Cuidados a ter na colocação dos eléttodos	12
2.4.3 Conversor Analógico/Digital	13
2.4 Processamento/Análise do sinal EMG	14
3. Ação Muscular	15
3.1 Exercício de agachamento	15
3.1.1 Execução e músculos envolvidos	16
3.2 Exercício de prancha	17
3.2.1 Execução e músculos envolvidos	17
4.1 Vantagens da realização de exercícios em superfícies instáveis	19
4.2 Exercício em posição dinâmica e estática em plataformas estáveis e instáveis	19
5. Estudos realizados	21

5.1 Análise eletromiográfica dos principais grupos musculares envolvidos nos exercícios de agachamento e prancha.....	21
5.2 Comparação eletromiográfica entre exercícios de agachamento e prancha realizados em meios estáveis e instáveis.....	22
Capítulo III- Metodologia.....	27
1. Amostra.....	27
2. Protocolo.....	27
2.1 Descrição dos exercícios.....	28
2.2 Software.....	32
3. Procedimentos utilizados.....	32
3.1 Localização dos músculos.....	33
3.2 Tratamento de dados.....	39
3.3 Análise Estatística.....	39
Capítulo IV- Resultados.....	41
Capítulo V- Discussão dos Resultados.....	53
1. Ativação muscular do músculo <i>erector spinae</i> no contexto estável e instável nos exercícios de agachamento e de prancha.....	53
2. Ativação muscular do músculo <i>rectus femoris</i> no contexto estável e instável nos exercícios de agachamento e de prancha.....	55
3. Ativação muscular do músculo <i>biceps femoris</i> no contexto estável e instável nos exercícios de agachamento e de prancha.....	56
4. Ativação muscular do músculo <i>rectus abdominis</i> no contexto estável e instável nos exercícios de agachamento e de prancha.....	57
5. Ativação muscular do músculo <i>external oblique</i> no contexto estável e instável nos exercícios de agachamento e de prancha.....	58
Capítulo VI- Conclusões.....	62

Capítulo VII- Implicações relacionadas com o estudo e perspectivas para estudos futuros	64
1. Limitações do estudo.....	64
2. Estudos Futuros	64
Capítulo VIII- Bibliografia	66

Índice de Tabelas

Tabela 1- Descrição do protocolo de estudo	28
Tabela 2- Análise descritiva (média \pm desvio padrão) e inferencial da ativação do músculo <i>Erector Spinae</i> em função dos exercícios e tendo em conta o fator contexto	42
Tabela 3- Análise descritiva (média \pm desvio padrão) e inferencial da ativação do músculo <i>Rectus Femoris</i> em função dos exercícios e tendo em conta o fator contexto	44
Tabela 4- Análise descritiva (média \pm desvio padrão) e inferencial da ativação do músculo <i>Biceps Femoris</i> em função dos exercícios e tendo em conta o fator contexto	46
Tabela 5- Análise descritiva (média \pm desvio padrão) e inferencial da ativação do músculo <i>Rectus Abdominis</i> em função dos exercícios e tendo em conta o fator contexto	48
Tabela 6- Análise descritiva (média \pm desvio padrão) e inferencial da ativação do músculo <i>External Oblique</i> em função dos exercícios e tendo em conta o fator contexto	50

Índice de Figuras

Figura 1- Esquema representativo da recolha de dados na piscina.....	30
Figura 2- Bolsa de estanque com o dispositivo BioPlux transportado pelos sujeitos.....	33
Figura 3- Localização e colocação dos eléttodos no músculo <i>Erector Spinae</i>	34
Figura 4- Localização e colocação dos eléttodos no músculo <i>Biceps Femoris</i>	35
Figura 5- Localização e colocação dos eléttodos no músculo <i>Rectus Femoris</i>	36
Figura 6- Localização e colocação dos eléttodos no músculo <i>External Oblique</i>	37
Figura 7- Localização e colocação dos eléttodos no músculo <i>Rectus Abdominis</i>	38

Lista de abreviaturas

DLS- Agachamento normal

DLSB- Agachamento no BOSU

EMG- Eletromiografia

EMGs- Eletromiografia de superfície

IO- Internal Oblique

VL- Vastus Lateralis

VM- Vastus Medialis

VMO- Vastus Medialis Obliquos

SLSB- Agachamento de uma perna com a perna dominante apoiada numa plataforma de trinta centímetros de altura

CAPÍTULO I- INTRODUÇÃO

1.Enquadramento do problema

2.Definição do problema

3.Objetivos

3.1 Objetivos Gerais

3.2 Objetivos Específicos

Capítulo I- Introdução

Com a elaboração deste trabalho pretendemos que exista um maior conhecimento na área da eletromiografia (EMG), particularmente da ativação muscular existente em plataformas de instabilidade aquáticas, implementando um protocolo específico com o objetivo de verificarmos quais os músculos que mais ativam tendo em conta os quatro exercícios (agachamento dinâmico, agachamento isométrico, prancha de cotovelos e prancha de mãos) e os quatro diferentes contextos (um em meio terrestre e três em meio aquático).

Sendo uma temática com cada vez mais implementação a nível prático, tanto para atletas profissionais como para pessoas que gostam de realizar os seus treinos diários, pretendemos verificar como podem aumentar o seu nível de treino tentando perceber se as utilizações de plataformas de instabilidade aquáticas contribuem beneficemente para aumentar a ativação muscular (dos grupos musculares que foram avaliados) nos diversos exercícios acima referidos.

Desta forma, pretendemos contribuir para que haja um maior conhecimento nesta temática, colaborando assim para um maior aproveitamento durante o treino tendo em conta os objetivos de quem treina.

Este trabalho está dividido em sete capítulos. O primeiro capítulo contém a Definição do Problema, apresentando os objetivos gerais e específicos do estudo.

O segundo capítulo faz referência à Revisão da Literatura que se divide em subcapítulos abordando temáticas como a importância da análise de recrutamento muscular em exercícios e condições distintas, a análise EMG, a ação muscular e músculos envolvidos nos exercícios que iremos abordar ao longo do trabalho, exercícios com e sem instabilidade, tal como relatar alguns estudos realizados na área.

O terceiro capítulo corresponde às Metodologias que inclui todo o processo de realização do estudo, a caracterização da amostra, as variáveis, os instrumentos de avaliação e

a análise estatística que indica a forma como o estudo se procedeu ao nível dos testes realizados para organizar os dados e obter os resultados esperados.

O quarto capítulo faz referência aos resultados, indicando os resultados obtidos do estudo, sendo a discussão dos mesmos apresentada no quinto capítulo.

No sexto capítulo fazemos referência às conclusões do estudo. Já no sétimo capítulo, apresentamos as limitações do mesmo, assim como algumas sugestões para estudos futuros.

1. Enquadramento do problema

O ser humano está constantemente a realizar movimentos, quer voluntários, quer involuntários. Esses movimentos são controlados pelo sistema nervoso através de contrações musculares sendo que, quando este se movimenta, há músculos que contraem, sendo por isso considerados agonistas, e outros que relaxam, chamados de antagonistas, que realizam o movimento oposto dos agonistas causando um equilíbrio ao realizar os exercícios (Oliveira, 2001). Posto isto, os músculos acabam por gerar a força que permite locomover, trabalhando assim para produzir o movimento corporal.

Nos dias de hoje, têm-se realizado vários estudos para investigar o comportamento muscular através da utilização de métodos mais desafiadores, como a realização de exercícios em plataformas de instabilidade. O uso das mesmas é bastante benéfico para o comportamento muscular a vários níveis, pois melhoram o desempenho da pessoa em questão, promovem o equilíbrio e saúde musculoesquelética, o que pode revelar-se muito proveitoso para o dia-a-dia, entre outros (Behm et al., 2010; Behm & Colado, 2013). Este método pode incluir bosus, discos de equilíbrio infláveis, pranchas de equilíbrio, esparguete de piscina, plataformas de espuma de alta e baixa densidade e colchões de ar. Podem, inclusive, colocar esses dispositivos instáveis na água, que devido às suas componentes acaba por trazer também benefícios para o ser humano e causar ainda mais instabilidade (Behm, Muehlbauer, Kibele & Granacher, 2015).

Com vista a avaliar e analisar o comportamento muscular, surge a eletromiografia, a qual consegue cumprir os requisitos descritos através da análise do sinal elétrico que provém dos músculos (Basmajian, 1973). Esse sinal é obtido através do potencial de ação proveniente das unidades motoras ativas que se encontram à superfície da pele (Merletti & Hermens, 2005; Moritani, Stegeman & Merlett, 2005), o que possibilita quantificar a atividade neuromuscular tanto em repouso como na realização de determinados padrões de exercícios (Farina & Merletti, 2004; Walker, Davis, Avela & Hakkinen, 2012). Sendo assim, utilizar a eletromiografia para

analisar o comportamento muscular na realização de determinados exercícios, comparando os resultados em plataformas estáveis e instáveis, pode ser bastante proveitoso, pois é um estudo que neste contexto ainda foi pouco realizado e que pode ser muito benéfico.

Desta forma, o presente estudo surge no âmbito da dissertação de Mestrado em Exercício e Saúde da Universidade de Évora, tendo como finalidade analisar, com base na eletromiografia de superfície, os principais músculos que intervêm em quatro diferentes exercícios (agachamento dinâmico, agachamento isométrico, prancha de cotovelos e prancha de mãos) e, também, verificar a influência na solicitação muscular de cinco grupos musculares (*Rectus Femoris*, *Biceps Femoris*, *Erector Spinae*, *External Oblique* e *Rectus Abdominis* em plataformas de instabilidade aquáticas e no meio terrestre.

2. Definição do problema

Nos últimos anos, as aulas de grupo começaram a ter cada vez mais adesão, não só em Health Clubs, mas também fora deles. É fácil percebermos que hoje em dia existem aulas de grupo consoante os gostos pessoais, o que abre o leque de opções de escolha para a população realizar mais exercício físico e ser mais ativa. Existem pessoas que são mais ligadas a exercícios em meio terrestres e outras que preferem realizar exercícios no meio aquático. Neste sentido, é de conhecimento geral que no meio terrestre existem inúmeras aulas de grupo que no meio aquático não é possível realizar. No entanto, a adesão a aulas de grupo em meio aquático tem aumentado significativamente, havendo ao longo destes últimos anos grandes inovações de aulas de grupos neste meio. O *Aquabalance* é uma dessas aulas de grupo, com a realização de exercícios em cima de plataformas instáveis. Mas será benéfico a nível de recrutamento muscular a realização de exercícios nestas plataformas aquáticas se comparamos a sua realização em meio terrestre? Deste modo, o propósito deste estudo tem como objetivo entendermos a caracterização do comportamento muscular em plataformas de instabilidade

aquáticas, através da realização de exercícios em meio aquático e no meio terrestre, recorrendo ao uso de eletromiografia de superfície. Assim sendo, este estudo inclui a caracterização de dois objetivos gerais e dois objetivos específicos.

3. Objetivos

3.1 Objetivos Gerais

3.1.1- Caracterizar, com recurso à eletromiografia de superfície, em quatro diferentes exercícios (agachamento dinâmico, agachamento isométrico, prancha de cotovelos e prancha de mãos), a ativação muscular dos principais músculos intervenientes;

3.1.2- Avaliar a influência na ativação muscular, de cinco grupos musculares, em plataformas de instabilidade aquáticas e no meio terrestre.

3.2 Objetivos Específicos

3.2.1- Comparar e quantificar a atividade eletromiográfica de cada músculo selecionado entre diferentes exercícios realizados, tanto no meio terrestre como nas plataformas de instabilidade aquáticas;

3.2.2- Comparar e quantificar a atividade eletromiográfica de cada músculo solicitado nos diferentes contextos em meio aquático (sem turbulência, com turbulência num só lado e com turbulência em ambos os lados)

Capítulo II- Revisão da Literatura

1. Importância da análise do recrutamento muscular em exercícios distintos e em condições distintas

2. Análise EMG

3. Ação muscular

4. Exercícios com e sem turbulência

5. Estudos realizados sobre os exercícios de agachamento dinâmico e isométrico e da prancha de cotovelos e de mãos

Capítulo II- Revisão da Literatura

1. Importância da análise do recrutamento muscular em exercícios distintos e em condições distintas

Nos dias de hoje o desporto reúne a atenção generalizada da sociedade. Desde o desporto de lazer, passando pela atividade física infantojuvenil, até à prática federada, que encontra o seu expoente máximo no desporto de alto rendimento, as metodologias de treino atuais atingiram níveis de especificidade e sofisticação assinaláveis. Atualmente, pensar no desporto é indissociável de uma reflexão criteriosa sobre as dinâmicas de treino que equipem os atletas com as capacidades necessárias para alcançar os seus objetivos (Rama, 2016).

O treino desportivo deve basear-se no princípio de que a aplicação de exercícios específicos no sistema músculo-esquelético induz adaptações específicas no mesmo, tal como referido por Ekstrom (2007). Ou seja, determinados exercícios, com determinadas cargas, irão gerar uma ativação superior de determinados grupos musculares. Nesse sentido, compreender que músculos são mais recrutados em cada exercício torna-se fundamental para atingir uma maior eficiência de treino e, logo, melhores resultados independentemente do nível do atleta.

Nesse sentido, a técnica de eletromiografia (EMG) surge como um recurso essencial por habilitar a recolha de informações relativas ao tipo de exercício, bem como a posição e contexto em que este é realizado, que otimizam a ativação de cada músculo.

O estudo de Stone e Coulter (1994) relatou a importância do fortalecimento e resistência musculares do tronco e quadril na prevenção de lesões desportivas. Leetun et al. (2004) verificou que os atletas menos propensos a lesões possuíam uma musculatura do quadril abdutor mais forte e resistente do que os atletas com mais lesões. Complementarmente, estudos como os de Shaffer, Jobe, Pink e Perry (1993) e Watkins et al. (1986) demonstraram que uma abordagem de treino direcionada ao fortalecimento do quadril e dos músculos do tronco contribui para um rendimento desportivo superior.

Paralelamente ao tipo de exercício, também ganha importância o meio em que este se realiza. O estudo de Lehmaan, Hoda e Oliver (2005) registou uma atividade eletromiográfica superior quando exercícios de prancha eram realizados em plataformas de instabilidade. Justifica-se desta forma a análise eletromiográfica através da técnica de EMG como forma de maximização da eficiência do treino desportivo.

2. Análise EMG

A eletromiografia de superfície (EMGs) é utilizada em vários contextos, tanto para pesquisas médicas e reabilitação, como para a ergometria e as ciências do desporto. Esta é uma ferramenta de avaliação inicial que permite estabelecer diferenças agudas na ativação muscular em função do exercício. A EMGs fornece uma base teórica e orienta a prevenção, a reabilitação, a formação desportiva e a criação de programas que visam o desenvolvimento e fortalecimento da região abdominal (Konrad, 2006).

Exercícios que maximizam a atividade EMG podem apresentar desafios maiores para o sistema neuromuscular e, conseqüentemente, ser mais eficazes no aumento da força muscular. Num estudo de McBride et al. (2010), verificou-se que os atletas, ao realizar o agachamento aumentando a força máxima em vários músculos, registaram um aumento significativo da atividade EMG.

Deste modo, para obtermos uma melhor compreensão dos processos fisiológicos que geram o sinal, devemos verificar quais as técnicas mais adequadas e onde estas podem ser aplicadas (Hermens, Freriks, Disselhorst-Klug & Rau, 2000).

2.1 Tipos de EMG

A eletromiografia pode ser classificada em dois tipos: a não evasiva e a evasiva. No primeiro caso, os elétrodos são aplicados na superfície da pele, enquanto no procedimento evasivo (denominada também de intramuscular) os elétrodos são implementados dentro do músculo (Shair, Ahmad, Marhaban, Tamrin & Abdullah, 2017). A técnica mais utilizada é a detecção não invasiva do potencial elétrico, que resulta da corrente transmembranar das fibras musculares (excitação muscular). Com o processamento apropriado e com base em aproximações suficientemente razoáveis, a EMGs pode fornecer informações sobre a duração e o grau de excitação dos músculos (Zajac, 1989).

A EMG é útil pois proporciona várias informações sobre a ativação muscular e a produção de força muscular durante os movimentos funcionais. Desta forma, é através da EMG que se estima a força muscular (Staudenmann, Roeleveld, Stegeman & Dieen, 2010), com base nas despolarizações (aumentos de tensão) e hiperpolarizações (diminuições de tensão) que ocorrem na membrana da fibra muscular e no sarcolema (Vigotsky, Halperin, Lehman, Trajano & Vieira, 2018).

2.2 Benefícios da utilização da EMG

A utilização da EMG, segundo Konrad (2006), acarreta vários benefícios, como o facto de podermos “olhar” diretamente para o músculo, medir o desempenho muscular, ajudar na tomada de decisões antes/após cirurgias e documentar os regimes de tratamento e treino. Outros benefícios passam por ajudar os pacientes a localizar os seus músculos e a treiná-los, assim como analisá-los para melhorar as suas atividades desportivas e a detetar respostas musculares em estudos ergonómicos.

2.3 Interferências do sinal EMG

Muitas das interferências do sinal da EMG são causadas pelo movimento dos elétrodos, cabos e conectores, pelo sinal proveniente de outros músculos e das características do músculo (tamanho, espessura), pois a condutividade elétrica varia consoante o músculo o que pode fazer variar a amplitude e conseqüentemente interromper o sinal de EMG (Staudenmann, Roeleveld, Stegeman & Dieen, 2010).

No entanto, outras interferências podem ser causadas pelo músculo que está a ser analisado, pois os músculos do tronco, tendo em conta a frequência do seu sinal, podem ser mais propícios à contaminação do mesmo (Drake & Callaghan, 2006). Porém, outras interferências podem ser causadas pelos ruídos, pela reduzida contração muscular e pelas grandes variações na amplitude muscular (Clancy et al., 2002).

Assim sendo, antes de prosseguir com a análise EMG deve introduzir-se um préprocessamento de forma a remover todas as possíveis interferências, de forma a obtermos dados com a maior veracidade possível.

2.4 Aquisição do sinal eletromiográfico

Para adquirir o sinal do EMG é necessário ajustar os valores tendo em conta o objetivo do estudo. Os parâmetros que teremos de ajustar são a frequência de amostragem, os elétrodos, os filtros, os conversores analógicos/digitais e os computadores responsáveis pelo armazenamento de dados (Marchetti & Duarte, 2011).

2.4.1 Frequência de Amostragem

A Frequência de amostragem é o que reproduz o sinal digital do EMG analógico, realizando a leitura desse sinal ao longo de intervalos de tempo específicos. Normalmente, essa frequência tem no mínimo o dobro da sua maior frequência, podendo variar entre 400-500 Hz até 1000 Hz (Hermens, Frerikz, Disselhorst-Klug & Rau, 2000).

2.4.2 Eléttodos

Os eléctodos são colocados na pele, atuando como sensores, que captam o sinal EMG do músculo. Portanto, os eléctodos são os canais de entrada e saída da corrente de um sistema elétrico, que ligam o corpo humano a um sistema que serve como instrumento de captação do sinal (De Luca, 1997; Marchetti & Duarte, 2011). Estes devem ser pequenos para aumentar a seletividade e diminuir os valores de impedância. Relativamente à sua aplicabilidade, devem ser dispostos paralelamente à direção da fibra muscular, com uma distância entre eles de 2cm, tendo em atenção se o eléctrodo permanece na massa muscular ativa durante o encurtamento muscular (Konrad, 2006). Os eléctodos são compostos por um sistema Ag-AgCL (cloreto de prata) com um gel condutor de forma a promover uma transição estável que minimize a interferência, adquirindo um comportamento estável em função do tempo (Marchetti & Duarte, 2011).

2.4.2.1 Cuidados a ter na colocação dos eléctodos

Antes de colocarmos os eléctodos para qualquer exercício devemos utilizar as técnicas padrão de preparação da pele, que consistem em raspar a pele nas zonas de implementação dos eléctodos, desgastando-a e eliminando os pêlos no sentido de melhorar a adesão à superfície da

pele (Hermens et al., 2000). Existem duas principais técnicas: a fricção/ abrasão, que consiste em raspar a pele, e a limpeza com álcool ou similar (Basmajian & De Luca, 1985), no sentido de diminuir a impedância elétrica. Desta forma conseguimos melhorar a gravação eletromiográfica, tendo uma menor interferência elétrica, um menor risco de desequilíbrios e, conseqüentemente, uma menor perturbação e ruído (Hermens, Freriks, Disselhorst-Klug & Rau, 2000).

De forma a isolar o sinal, colocamos sobre os elétrodos fita adesiva, faixas elásticas ou adesivos – técnica de fixação dos elétrodos (Hermens, Freriks, Disselhorst-Klug & Rau, 2000).

2.4.3 Conversor Analógico/Digital

O conversor analógico/digital permite transformar sinais contínuos (analógicos) em formato numérico (digital). Após a digitalização, a informação será processada pelo computador para alcançar os objetivos específicos do estudo (Delsys, 2006).

No entanto, por vezes existe uma baixa amplitude do sinal de EMG. Nestes casos, são necessários amplificadores para aumentar o sinal do mesmo. Assim sendo, têm de ser observados determinados pontos de forma a não alterar as características do sinal. Segundo Delsys (2006), esses pontos são:

- I. As características do ruído, pois isso pode alterar o sinal EMG;
- II. A razão sinal/ruído, sendo que quanto maior a razão maior a redução do ruído;
- III. O ganho, que é quantidade de amplificação aplicada ao sinal EMG;
- IV. A taxa de rejeição de modo comum (CMRR), que é a habilidade de eliminar um sinal de modo comum sendo que quanto maior é CMRR, melhor o cancelamento do sinal;
- V. A impedância de entrada, que se relaciona com a corrente mínima constante requerida para manter o amplificador ativo;
- VI. A largura de banda.

2.4 Processamento/Análise do sinal EMG

Segundo Korosec (2000) e Morren et al. (2002), o sinal EMG inclui abordagens paramétricas e não paramétricas para o seu processamento:

A abordagem paramétrica baseia-se em modelos preditivos lineares variáveis no tempo incluindo o modelo autorregressivo variável no tempo (TVAR) (Shair, Ahmad, Marhaban, Tamrin & Abdullah, 2017). Já a abordagem não paramétrica obtém os índices de fadiga diretamente do sinal EMG sem conhecer os parâmetros e pode ser dividida em 3 técnicas: o domínio do tempo, o domínio da frequência e o domínio da frequência do tempo (Englehart, Hudgins, Parker & Stevenson, 1999; Selvaraj, Lee & Chon, 2010; Tkach, Huang & Kuiken, 2010).

A análise do domínio do tempo consiste na descrição de algo que ocorreu a uma determinada amplitude. Essa amplitude indica a magnitude da ativação muscular produzida pelos aumentos na atividade das unidades motoras e na sua taxa de disparo, onde segundo Robertson et al, (2004), durante o mesmo momento serão verificadas várias formas de o processar e a retificação que remove os valores negativos do sinal:

- O envoltório linear, que indica a magnitude do sinal EMG atuando como filtro no sinal retificado;
- A integração, que soma a atividade num período de tempo.

Quanto à análise no domínio das frequências sabemos que é determinada pelos conteúdos das frequências do sinal EMG através da transformada rápida de Fourier (FFT), em que qualquer sinal é expresso nessa fórmula para se duplicar o sinal (Delsys, 2006; Enoka, 2000; Hermens et al., 2000). Segundo Enoka (2000), existem 3 características que podem alterar as frequências: a taxa de disparo das unidades motoras (UMs), o tempo relativo de disparo dos potenciais de ação por diferentes UMs e a forma dos potenciais de ação.

Relativamente ao processamento do sinal, este inicia-se com a retificação do mesmo, removendo os valores negativos do sinal para tornar a leitura mais fácil e incluir os padrões de amplitude mínima, média, e máxima na curva. De seguida, deveremos suavizar o sinal de forma a minimizar a parte não reproduzível do sinal evitando sobreposições de potenciais de ação de unidades motoras. Após isto, através do envoltório linear suprimem-se as flutuações de alta frequência permitindo uma avaliação clara da amplitude do sinal de EMG (Marchetti & Duarte, 2011). O passo seguinte será a filtragem digital para eliminar possíveis ruídos e diminuir o fenómeno de mudança de fase, sendo que só deve ser utilizado caso seja necessário, pois reduz a potência do sinal. Posteriormente, normalizam-se os valores da amplitude e frequência do sinal EMG, visto que estes dados são facilmente influenciados e variam bastante consoante o local onde é colocado o elétrodo. Em seguida, deve proceder-se à normalização desses valores através da contração voluntária máxima isométrica, do pico máximo do sinal EMG, do valor médio do sinal ou do valor fixo do mesmo (Burden & Barlett, 1999; Robertson, Caldwell, Hamill, Kamen & Whittlesey, 2004; Winter, 1990).

3. Ação Muscular

3.1 Exercício de agachamento

O agachamento é um exercício realizado apenas com o peso do corpo. É muito utilizado em várias modalidades desportivas, mas também é requisitado em atividades do dia-a-dia por ser um exercício multiarticular que promove o envolvimento de grandes grupos musculares dos membros inferiores (Hales, Johnson & Johnson, 2009).

Este exercício é benéfico pois ajuda na reabilitação física, ajuda a aumentar a força de alguns músculos dos membros inferiores como os quadríceps, o vastus medial, o bicep femoral, entre outros que ajudam a ter uma boa estabilização patelar (Bevilaqua-Grossi, Felicio, Simões,

Coqueiro & Monteiro-Pedro, 2005). O agachamento promove, também, melhorias na performance de modalidades desportivas que requerem saltos e agilidade de membros inferiores (Wislof, Castagna, Helgerud, Jones & Hoff, 2004) e ainda pode ser usado para testes de avaliação da força nos membros inferiores (Brown & Weir, 2001).

3.1.1 Execução e músculos envolvidos

3.1.1.1- Agachamento Dinâmico

Para realizar o agachamento tradicional (dinâmico) devemos estar de pé, numa posição anatômica correta e com os pés à largura dos ombros. De seguida, devemos agachar-nos até 90° da flexão do joelho sem que o mesmo passe a ponta do pé (Sousa, et al., 2007).

O agachamento é constituído por duas fases: a descendente e a ascendente, sendo que cada uma corresponde, respetivamente, à fase excêntrica e fase concêntrica do movimento (Monajati, Larumbe-Zabala, Goss-Sampson & Naclerio, 2019).

Relativamente aos músculos envolvidos neste exercício destacamos os quadríceps, nomeadamente o reto femoral, vastus lateral (VL) e vastus medial (VM), os isquiotibiais (como o Biceps Femorais e o semitendinoso) e o ES (McCaw & Melrose, 1999).

3.1.1.2- Agachamento Isométrico

Este tipo de agachamento pode realizar-se de duas formas: as costas e cabeça apoiadas na parede, pés à largura dos ombros apoiados no chão, mantendo a coluna direita e, com uma postura anatômica correta, flexionar as pernas fazendo força sobre os calcanhares. Durante o movimento, as coxas devem ficar paralelas ao solo e os joelhos fletidos formando um ângulo de 90° (Song, Lee, Lee, Hong, & Lee, 2019); ou sem as costas e a cabeça estarem apoiadas, o

que faz com que tenhamos de ter mais cuidado para que as costas e a cabeça fiquem direitas, de modo a não fazermos pressão tanto na zona lombar como na cervical (Song, Lee, Lee, Hong, & Lee, 2019).

Relativamente aos músculos envolvidos neste exercício destacamos o VL e o VM, o gastrocnémio e o *rectus femoris*.

3.2 Exercício de prancha

A prancha, tal como o agachamento, é um exercício realizado apenas com o peso do corpo. Este é um exercício que pode ser realizado de forma dinâmica ou estática, sendo que desta última forma podemos realizá-la com as mãos ou cotovelos apoiados no solo (Schoenfeld, Contreras, Tiryaki-Sonmez, Willardson & Fontana, 2014).

3.2.1 Execução e músculos envolvidos

3.2.1.1- Prancha de cotovelos

A prancha de cotovelos é realizada com os cotovelos flexionados a 90° e à largura dos ombros diretamente abaixo da articulação glenoumeral, tendo apenas em contacto com o solo as pontas dos pés e os antebraços. Ao longo do exercício, os pés devem estar afastados à largura dos ombros, o tronco reto, as pernas esticadas e a cabeça, a pélvis e a coluna neutras (Schoenfeld, Contreras, Tiryaki-Sonmez, Willardson & Fontana, 2014; Snarr & Esco, 2014).

Este exercício ativa os músculos do núcleo, poupando altas forças de compressão sobre as vértebras lombares (Peterson, 2013). Assim, também é importante ativar esses músculos, principalmente os abdominais, para quando se realizar o exercício conseguirmos resistir a uma

posição de flacidez e manter a coluna neutra (Byrne et al., 2014; Youdas et al., 2014). Relativamente aos músculos envolvidos neste exercício, destacamos os músculos *rectus abdominis*, *external oblique* e *erector spinae* (Snarr & Esco, 2014).

3.2.1.2- Prancha de mãos

Este tipo de prancha realiza-se com as mãos apoiadas no solo à largura dos ombros, os braços e as pernas em extensão, o quadril em linha reta mantendo os músculos abdominais e os glúteos contraídos e o pescoço alinhado com o resto da coluna de forma a não causar pressão sobre a mesma (Schoenfeld, Contreras, Tiryaki-Sonmez, Willardson & Fontana, 2014).

Segundo Ni et al. (2014), na realização desta variante da prancha os músculos mais recrutados são o *external oblique*, o *erector spinae*, o *longissimus thoracis*, o *gluteus maximum* e o *rectus abdominis*, visto que na realização deste tipo de prancha existe uma menor base de suporte.

4. Exercícios com e sem estabilidade em plataformas estáveis e instáveis

Os exercícios realizados em superfícies instáveis têm vindo a ganhar, ao longo do tempo, uma grande popularidade. Estes são principalmente utilizados para produzir oscilações corporais e desencadear respostas motoras mais rápidas, melhorando a reação muscular. Apesar de acarretarem inegáveis vantagens em situações específicas, não é consensual na comunidade científica que a prática desportiva em meios de instabilidade seja sempre mais eficiente, e por isso preferível, relativamente à realização dos mesmos exercícios em meio estável (Jeffrey, Cormie & Deane, 2006; Anderson & Behm, 2004; Bkrm, Anderson & Curnew, 2008).

4.1 Vantagens da realização de exercícios em superfícies instáveis

A realização de exercícios em superfícies instáveis apresenta várias vantagens como na ajuda da reabilitação e do condicionamento neuromuscular, na melhoria da propriocepção, equilíbrio e da reatividade muscular. Um exemplo do que acabamos de referir é um estudo de Fitzgerald, Axe e Snyder-mackler (2000), onde os atletas com lesões agudas nos ligamentos do menisco quando sujeitos a um programa de treino que continha perturbações com plataformas de força que causavam oscilações, conseguiram diminuir o risco de episódios de lesão nesse mesmo joelho permitindo que se mantenham funcionais durante mais tempo. Nesse mesmo estudo, ainda foi possível verificar que os atletas que não foram sujeitos a esta intervenção tiveram menores probabilidades de sucesso na sua reabilitação, em comparação com os que tiveram intervenção. Para além disso, estes exercícios também promovem distúrbios no sistema sensorial, desencadeando respostas reativas motoras dinâmicas involuntárias para gerar um melhor controlo neuromuscular nas articulações (Hurd, Chmielewski & Snyder-Mackler, 2006). Para além dos inúmeros benefícios apresentados acima, foi também relatado que a prática desportiva em superfícies instáveis contribui para um aumento da ativação do núcleo estabilizador na execução dos movimentos (Nuzzo, McCaulley, Cormie, Cavill & McBride, 2008; Saeterbakken & Finland, 2013; Uribe et al., 2010).

4.2 Exercício em posição dinâmica e estática em plataformas estáveis e instáveis

O equilíbrio define-se como a capacidade de manter o centro de gravidade do corpo dentro da sua base de apoio, podendo ser dividido em duas vertentes: o estático e o dinâmico (Distefano, Clark & Padua, 2009). O equilíbrio estático é a capacidade de sustentar o corpo em equilíbrio dentro da sua base de apoio (Guskiewicz & Perrin, 1989; Olmsted, Carcia, Hertel & Shultz, 2002); enquanto o equilíbrio dinâmico remete para a capacidade de manter esse mesmo

equilíbrio durante uma transição de equilíbrio estático para dinâmico, ou de o manter ao executar um movimento dinâmico (Ross & Guskiewicz, 2004).

Segundo um estudo de Michell et al. (2006), através de umas sandálias ergométricas com sensores que permitem medir os centros de pressão (COPE) no ântero-posterior e medially lateral durante uma postura estática, verificou-se que os atletas obtêm melhorias no equilíbrio estático realizando exercícios estáticos em superfícies estáveis e instáveis. No entanto, se o exercício for realizado numa superfície instável os benefícios aumentavam por ser uma atividade mais desafiadora.

Quatro estudos mostraram que também o equilíbrio dinâmico pode ser melhorado com um programa de treino de equilíbrio (Holm et al., 2004; Paterno et al., 2004; Myer et al., 2006; Rasool & George, 2007) sendo que, tal como no equilíbrio estático, quando se realiza um treino de equilíbrio numa superfície instável perante movimentos dinâmicos do corpo o desafio é maior e, conseqüentemente, os benefícios são maiores (Michell et al., 2006).

Em certos exercícios dinâmicos, como a prancha executada dinamicamente, há uma maior necessidade de ativação muscular quando comparado com um movimento estático, pois uma posição dinâmica oferece um desafio maior ao nível da estabilidade da coluna vertebral (Beach, Howarth & Callaghan, 2008; Snarr et al., 2013).

Posto isto, se realizarmos treinos específicos de equilíbrio conseguimos melhorar ambas as vertentes do mesmo. Contudo, existem alguns dados que podem interferir com os resultados e o desempenho dos atletas como a população em estudo, a dificuldade dos exercícios e a duração do programa de treino (Holm et al., 2004).

5. Estudos realizados

5.1 Análise eletromiográfica dos principais grupos musculares envolvidos nos exercícios de agachamento e prancha

O estudo de Ekstrom, Donatelli e Carp (2007) contou com a participação de trinta voluntários saudáveis com idades compreendidas entre os dezanove e os cinquenta e oito anos, dos quais dezanove eram do sexo masculino e onze do sexo feminino. O objetivo principal deste estudo consistiu em identificar os músculos com maior ativação na realização de um conjunto de exercícios, dos quais, para efeitos do nosso trabalho, destacamos os seguintes: prancha com mãos apoiadas, prancha lateral com cotovelo apoiado, step-up lateral e agachamento isométrico com um apoio. Através da técnica de EMGs foi adquirida a atividade eletromiográfica de vários músculos, entre os quais relevámos o *external oblique*, o *rectus abdominis*, o *vastus medialis obliquos* (VMO) e os músculos isquiotibiais. Pela análise dos valores médios percentuais da máxima contração voluntária isométrica de cada músculo, foi possível estabelecer as seguintes conclusões: nos exercícios de prancha, os músculos com uma ativação superior foram o *external oblique* (47% e 69% na prancha lateral e prancha com mãos apoiadas, respetivamente) e o *rectus abdominis* (34% na prancha lateral e 43% na prancha com mãos), enquanto que o VMO (19% na prancha lateral e 23% na prancha com mãos) e os músculos isquiotibiais (12% e 4% na prancha lateral e prancha com mãos, respetivamente) registaram um menor recrutamento; por outro lado, nos exercícios de step-up lateral e agachamento isométrico com um apoio, os músculos mais recrutados foram o VMO (85% no step-up lateral e 76% no lunge) e o *external oblique* (15% e 17% no step-up lateral e no agachamento isométrico de uma perna, respetivamente); enquanto que os músculos isquiotibiais (10% e 11% no step-up lateral e agachamento isométrico com um apoio, respetivamente) e o *rectus abdominis* (5% no step-up lateral e 7% no agachamento isométrico com um apoio) registaram uma ativação inferior.

O estudo de Bautista et al. (2020) mediu a atividade eletromiográfica de vários grupos musculares, com recurso à técnica de EMGs, na realização de diferentes exercícios por parte de sete voluntários masculinos fisicamente ativos e de idades compreendidas entre os vinte e quatro e os trinta e um anos. Para efeitos do nosso trabalho, destacamos a aquisição eletromiográfica dos músculos VL, *bíceps femoris*, *erector spinae*, *rectus abdominis* e o *external oblique* na realização do agachamento frontal e da prancha com mãos apoiadas. Pela análise dos valores médios de atividade EMG na realização do exercício de agachamento frontal, definimos a seguinte classificação dos músculos por ordem decrescente de ativação: VL (652.4), *erector spinae* (490.8), *bíceps femoris* (216.8), *external oblique* (154) e *rectus abdominis* (108.9). Adicionalmente, através da comparação dos valores médios de atividade EMG dos músculos *rectus abdominis* e *external oblique* em função do exercício, verificou-se que ambos experienciam uma ativação significativamente superior ($p \leq 0.05$) na realização da prancha com mãos apoiadas (27.5 ± 11.9 e 23.7 ± 3.7 para o primeiro e segundo, respetivamente) relativamente à realização do agachamento frontal (12.6 ± 5.9 para o *rectus abdominis* e 15.1 ± 1.2 para o *external oblique*).

5.2 Comparação eletromiográfica entre exercícios de agachamento e prancha realizados em meios estáveis e instáveis

5.2.1 Agachamento

No estudo de Jeffrey, Cormie e Deane (2006) foi pedido a nove voluntários do sexo masculino, estudantes universitários e fisicamente ativos, que realizassem agachamentos isométricos diretamente em cima do sensor de força (meio estável) ou em bolas insufláveis colocadas em cima do sensor de pressão (meio instável). Em cada exercício foi medido o sinal eletromiográfico dos músculos VL, VM, *bíceps femoris* e medial gastrocnemius. Após um

aquecimento de cinco minutos com recurso a uma bicicleta estática, os sujeitos foram distribuídos por cada exercício de forma aleatória. Cada sujeito repetiu todos os exercícios quatro vezes e teve um descanso de 3 minutos entre cada repetição. A máxima força muscular registada foi significativamente superior no meio estável comparativamente com o meio instável ($p \leq 0.05$). Mais precisamente, verificou-se um pico de força muscular 45.6% superior quando o exercício foi realizado no meio com estabilidade. Relativamente à amplitude do sinal EMG para os diferentes músculos registaram-se valores 37.3% e 34.4% mais elevados para o VL e VM em meio estável do que em meio instável, respetivamente. Para os músculos *bíceps femoris* e *medial gastrocnemius* não foram observadas diferenças significativas em função do meio.

O estudo de Saeterbakken e Filand (2013) contemplou quinze voluntários saudáveis e fisicamente ativos do sexo masculino, com idades compreendidas entre os vinte e os vinte e seis anos. Foi pedido aos sujeitos que não realizassem qualquer exercício de resistência nas setenta e duas horas que precederam a aquisição de resultados. Após um período de aquecimento de dez minutos realizado numa passadeira, cada sujeito teve a sua ativação muscular medida com recurso a EMGs aquando da realização do exercício de agachamento isométrico em meio estável e três meios de instabilidade: placa de força, bola de BOSU e cone de equilíbrio. O débito de força relativamente ao valor verificado para o agachamento realizado em meio estável (749 ± 222 N) foi aproximadamente 93% utilizando a placa de força (694 ± 220 N), 81% utilizando o BOSU (603 ± 208 N) e 76% utilizando o cone de equilíbrio (570 ± 257 N). Relativamente à amplitude do sinal EMG dos diferentes músculos durante o exercício, em função da estabilidade do meio, apenas foram verificadas diferenças significativas para o *rectus femoris*, tendo a máxima ativação muscular sido obtida no agachamento estável e o valor mínimo registado utilizando cone de equilíbrio.

O estudo de Monajati et al. (2019) contou com oito atletas do sexo feminino com idades compreendidas entre os dezassete e os vinte e cinco anos. Foi pedido às voluntárias que realizassem três exercícios distintos de agachamento: agachamento normal (DLS),

agachamento de uma perna com a perna dominante apoiada numa plataforma de trinta centímetros de altura (SLSB), e agachamento no BOSU (DLSB). Registou-se a atividade dos músculos BF, semitendinosus, VL e VM com recurso à EMGs. Relativamente ao músculo *biceps femoris*, registou-se um aumento significativo de atividade eletromiográfica ($p=0.016$) no exercício SLSB comparativamente ao DLS, e um aumento quase significativo ($p=0.078$) no recrutamento deste músculo no exercício SLSB relativamente ao DLSB. Registou-se igualmente um aumento quase significativo ($p=0.096$) na ativação deste músculo no exercício DLSB quando comparado com o DLS. Quanto ao músculo semitendinosus, registou-se um aumento significativo ($p\leq 0.05$) da sua ativação no exercício SLSB comparativamente ao DLS e DLSB, mas não entre o DLS e o DLSB. Para o músculo VL, a única diferença estatisticamente relevante ($p=0.04$) registada correspondeu ao aumento do recrutamento deste músculo no exercício SLSB relativamente ao DLS. Por último, no músculo VM verificou-se um aumento significativo da ativação muscular ($p\leq 0.05$) no exercício SLSB comparativamente ao DLS.

5.2.2 Prancha

O estudo de Snarr et al. (2014) contou com doze participantes fisicamente ativos, uma metade do sexo feminino e outra metade do sexo masculino, com idades compreendidas entre os vinte e os vinte e seis anos. Com o objetivo de comprovar cientificamente a maior eficiência de exercícios em instabilidade no treino da musculatura abdominal, foi medida a atividade eletromiográfica, com recurso à técnica de EMGs, dos músculos *rectus abdominis*, *external oblique* e *erector spinae* aquando da realização do exercício de prancha em meio estável e em quatro formas de instabilidade: prancha com cotovelos em suspensão, prancha com os pés apoiados numa bola, prancha com cotovelos apoiados numa bola, e prancha com pés em suspensão. Comparando a amplitude do sinal EMG normalizado dos diferentes músculos em função dos diferentes exercícios de prancha verificaram-se os seguintes resultados: para o *rectus abdominis* o exercício que potenciou um recrutamento muscular significativamente superior aos

restantes foi a prancha com os cotovelos em suspensão, sendo que a prancha em meio estável potenciou a menor ativação muscular; para o *external oblique* o exercício em que se registou uma ativação muscular máxima foi a prancha com os pés apoiados na bola, tendo a prancha em meio estável registado um recrutamento muscular significativamente inferior aos restantes; relativamente ao *erector spinae*, o tipo de prancha que requereu uma maior ativação muscular foi a realizada com os cotovelos em suspensão, sendo que a prancha normal registou valores de recrutamento muscular significativamente inferiores a todos os tipos de prancha realizados em instabilidade.

O estudo de Lehman, Hoda e Oliver (2005) envolveu onze voluntários masculinos fisicamente ativos com idades compreendidas entre os vinte e quatro e os trinta anos. No sentido de avaliar a ativação dos músculos internal oblique (IO), *rectus abdominis*, *external oblique* e *erector spinae* em função da estabilidade do meio, os sujeitos realizaram o exercício de prancha no solo (meio estável) e prancha com os cotovelos apoiados numa bola Suíça, com a atividade eletromiográfica registada através de EMGs. Comparando as percentagens de máxima contração voluntária, apenas foi verificado um aumento significativo de ativação muscular ($p \leq 0.05$) no meio instável relativamente ao meio estável para o *rectus abdominis* e *external oblique*. Dessa forma, os músculos IO e *erector spinae* não registaram diferenças significativas em função da estabilidade do meio neste exercício.

Capítulo III- Metodologia

1. Amostra

2. Protocolo de recolha de dados

2.1 Exercícios e procedimentos

2.2.2 Esquema da recolha de dados

2.2 Procedimentos de análise EMG, filtros e outros

3. Procedimentos utilizados

3.1 Localização dos músculos

3.2 Exercícios e procedimentos

4- Análise Estatística

Capítulo III- Metodologia

1. Amostra

A amostra foi composta por 12 indivíduos do género masculino e feminino (alunos praticantes de desporto regularmente) que se disponibilizaram para realizar este estudo. O critério de seleção implicava que estes apresentassem pouca adiposidade (massa gorda) e que fossem familiarizados com plataformas instáveis. Relativamente ao sexo, dos 12 indivíduos constituintes da amostra (idades: $20.08 \pm 0,95$ anos; massa corporal: 64.86 ± 8.30 Kg; altura: $1.70 \pm 0,08$ m) 7 pertenciam ao sexo masculino e 5 ao sexo feminino. Nenhum dos elementos da amostra apresentava qualquer fator que o pudesse impedir ou influenciar em algum teste solicitado. O consentimento informado foi dado a cada participante, sendo que após a leitura e a explicação dos testes todos aceitaram realizá-lo. O projeto e consequente protocolo foi aceite pela Comissão de Ética (requerimento número GD/1819/2020) e pelos Serviços Académicos da Universidade de Évora. O mesmo foi realizado de acordo com a Declaração de Helsínquia, elaborada pela Associação Médica Mundial, tendo em conta os princípios éticos para a investigação médica em seres humanos.

2. Protocolo

Os momentos de avaliação ocorreram ao longo do segundo semestre do ano letivo 2019/2020, durante o mês de agosto, onde cada indivíduo realizou os testes num só momento e apenas num único dia.

O protocolo do teste consistiu em realizar exercícios de agachamento (dinâmico e isométrico) e de prancha (de braços em extensão e de cotovelos) na terra e na água, sendo que

no meio aquático estes exercícios eram realizados numa plataforma à superfície da água, com e sem turbulência.

Cada exercício tinha uma duração de dez segundos e um intervalo de quarenta segundos de descanso entre eles. Através da eletromiografia (EMG) de superfície, foi analisada a ativação muscular de vários músculos dos Membros Inferiores e do Core, especificamente do: *Rectus Femoris*, *Bíceps Femoris*, *Erector Spinae*, *External Oblique* e *Rectus Abdominis*.

2.1 Descrição dos exercícios

Todos os sujeitos que participaram no estudo realizaram sempre a mesma ordem de exercícios nos diferentes contextos a que foram sujeitos, tendo igualmente disposto do mesmo tempo de execução e de descanso entre os mesmos.

Tabela 1: Descrição do protocolo de estudo

<i>Tempo</i>	<i>Exercício</i>	<i>Meio</i>	<i>Tempo Execução</i>	<i>Repouso após exercício</i>
0''-50''	Agachamento dinâmico	Terrestre	10''	40''
50''-1'40''	Agachamento isométrico	Terrestre	10''	40''
1'40''-2'30''	Prancha cotovelos	Terrestre	10''	40''
2'30''-3'20''	Prancha mãos	Terrestre	10''	40''
3'20''-4'10''	Agachamento dinâmico	Aquático sem turbulência	10''	40''
4'10''-5'	Agachamento isométrico	Aquático sem turbulência	10''	40''
5'-5'50''	Prancha cotovelos	Aquático sem turbulência	10''	40''

5'50''-6'40''	Prancha mãos	Aquático sem turbulência	10''	40''
6'40''-7'30''	Agachamento dinâmico	Aquático com turbulência do lado direito	10''	40''
7'30''-8'20''	Agachamento isométrico	Aquático com turbulência do lado direito	10''	40''
8'20''-9'10''	Prancha cotovelos	Aquático com turbulência do lado direito	10''	40''
9'10''-10'	Prancha mãos	Aquático com turbulência do lado direito	10''	40''
10'-10'50''	Agachamento dinâmico	Aquático com turbulência dos dois lados	10''	40''
10'50''-11'40''	Agachamento isométrico	Aquático com turbulência dos dois lados	10''	40''
11'40''-12'30''	Prancha cotovelos	Aquático com turbulência dos dois lados	10''	40''
12'30''-13'20''	Prancha mãos	Aquático com turbulência dos dois lados	10''	40''

2.1.2 Esquema da recolha de dados

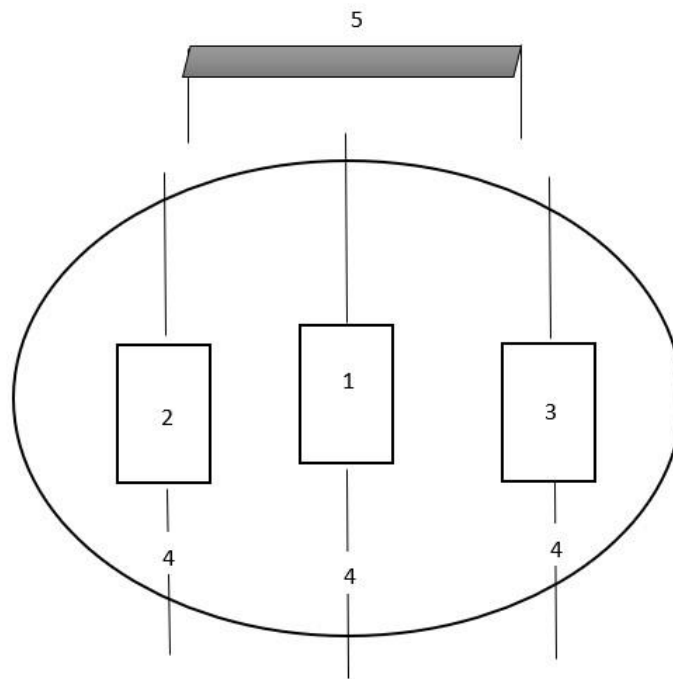


Figura 1: Esquema representativo da recolha de dados na piscina

Legenda:

- 1- Plataforma de teste onde cada sujeito realizou a recolha de dados
- 2- Plataforma para a criação de turbulência de um lado (lado direito do sujeito) e dos dois lados
- 3- Plataforma para criação de turbulência dos dois lados
- 4- Cordas com amarrações à plataforma e fora de água
- 5- Mesa de recolha de dados

2.2 Software

2.2.1 Computador Pessoal

Foi utilizado para a recolha dos dados eletromiográficos um computador portátil *Gaming HP Pavilion*.

2.2.2 Software Monitor Plux v2.0

Foi utilizado o software Monitor Plux versão 2.0 para recolher e gravar o sinal eletromiográfico enviado pelos elétrodos através de um cabo para o plux realizando, assim, a sua ligação por Bluetooth ao computador pessoal.

2.2.3 Software MATLAB

Foi utilizado o software MATLAB versão R2020a (Mathworks, Inc., Natick MA, USA). para tratar os dados recolhidos de forma automática, através de rotinas de processamento dos sinais EMG construídas para o efeito.

3. Procedimentos utilizados

Antes de iniciarmos os testes, verificamos se tínhamos todo o material necessário para as suas realizações. De seguida preparámos o computador e o aparelho dos testes e preparámos as plataformas aquáticas, da marca *Aquaplay-3*. Efetuámos as amarrações necessárias da plataforma onde se iria realizar os testes, com cordas, de modo a facilitar a familiarização entre aluno-colchão-meio aquático e, assim, ser mais fácil o equilíbrio em cima da plataforma e a própria segurança do aluno. Os procedimentos e cuidados a ter na realização dos testes foram explicados e clarificados a todos os sujeitos da amostra.

Os sinais de EMG de superfície dos músculos *erector spinae*, *biceps femoris*, *rectus femoris*, *external oblique* e *rectus abdominis* foram registados no lado direito do corpo dos participantes. A seleção destes músculos foi baseada em estudos prévios desenvolvidos que demonstraram a sua função primordial na técnica de execução dos exercícios de agachamento e de prancha (Nuber et al.,1986; Ruwe et al.,1994; Conceição et al., 2010).

Foram utilizados elétrodos bipolares de superfície (discos de 10 mm de diâmetro, Plux, Lisboa, Portugal) distanciados um dos outros em 20 mm. Estes, foram colocados na maior inserção dos músculos *erector spinae*, *bíceps femoris*, *rectus femoris*, *external oblique* e *rectus abdominis* em concordância com as recomendações do SENIAM (Herrmens & Freriks, 1999).

A pele subjacente aos elétrodos foi rapada, esfregada com uma gilete e limpa com álcool para que a resistência interelectrodo não excedesse 5 KOhm (Basmajian & De Luca, 1985). O elétrodo terra foi posicionado sobre a vértebra cervical C7. Pensos transparentes etiquetados (Hydrofilm ®, 10 cm x 12,5 cm, E.UA.) foram utilizados para cobrir os elétrodos isolando-os da água. Todos os cabos foram fixos na pele por fita adesiva em diversos locais de forma a minimizar o seu movimento e eventual interferência no sinal e adicionalmente todos os participantes usaram camisolas e calças térmicas (Fastskin Speedo®, Speedo Aqualab, USA).

O equipamento de EMG transportado pelo nadador era muito leve apenas composto pelos elétrodos, cabos correspondentes e os pensos transparentes. O dispositivo sem fios EMG (BioPLUX.research, Lisboa, Portugal) é constituído por oito canais analógicos (12 bit), com uma velocidade de amostra de 1 KHz, 86 g e dimensões compactas de 84 x 53 x 18mm. Este dispositivo foi fixo numa bolsa à prova de água, por sua vez colocada nas costas dos participantes no interior de uma pequena mochila impermeável. Os dados recolhidos foram gravados usando o Monitor Plux (Plux, Lisboa, Portugal) numa frequência simples de 1 KHz.



Figura 2: Bolsa de estanque com o dispositivo BioPLUX transportado pelos sujeitos

3.1 Localização dos músculos

Antes de inserimos os elétrodos, tivemos de realizar as marcações em todos os grupos musculares (com um marcador) de modo que estes fossem colocados precisamente no músculo, e também na vértebra C7. Posteriormente a este passo e colocação dos elétrodos, realizámos as ligações destes ao aparelho. Para localizarmos com exatidão os músculos, foram seguidas as recomendações Seniam para a “localização dos sensores” (<http://www.seniam.org/>) nos repetitivos músculo

- *Ereter Spinae (Longissimus):*

Inicialmente, o sujeito de pé colocou-se com a parte lombar da coluna vertebral ligeiramente fletida. De seguida, para encontrarmos o ventre muscular, necessitamos de encontrar a L1, pois o músculo encontra-se a dois dedos laterais dessa mesma vértebra.



Figura 3: Localização e colocação dos elétrodos no músculo *Ereter Spinae*

- ***Biceps Femoris***

Para localizarmos o presente músculo, solicitámos ao sujeito que se colocasse em decúbito ventral, com o joelho (da perna onde iríamos colocar o eléctrodo) fletido a menos de 90° e com a coxa e a perna a fazerem uma ligeira rotação lateral. Posteriormente, tivemos de encontrar o epicôndilo lateral da tíbia e a tuberosidade isquiotibial.



Figura 4: Localização e colocação dos eléctrodos no músculo *Biceps Femoris*

- ***Rectus Femoris***

Primeiramente, o sujeito deitou-se em decúbito dorsal, com o joelho (do membro onde será colocado o elétrico) ligeiramente fletido e apoiado sobre um rolo. De seguida, localizámos a sua espinha ilíaca anterior superior e a parte superior da rótula, pois o ventre muscular ficaria no meio destes dois pontos.



Figura 5: Localização e colocação dos eléctrodos no músculo *Rectus Femoris*

- *External Oblique*

De modo a localizarmos este músculo, tivemos de encontrar a última costela flutuante, pois ficava dois dedos (colocados horizontalmente no corpo do sujeito) abaixo da mesma. O sujeito, durante este procedimento, colocou-se numa posição anatómica de referência. Os elétrodos foram colocados horizontalmente sobre o ventre muscular.

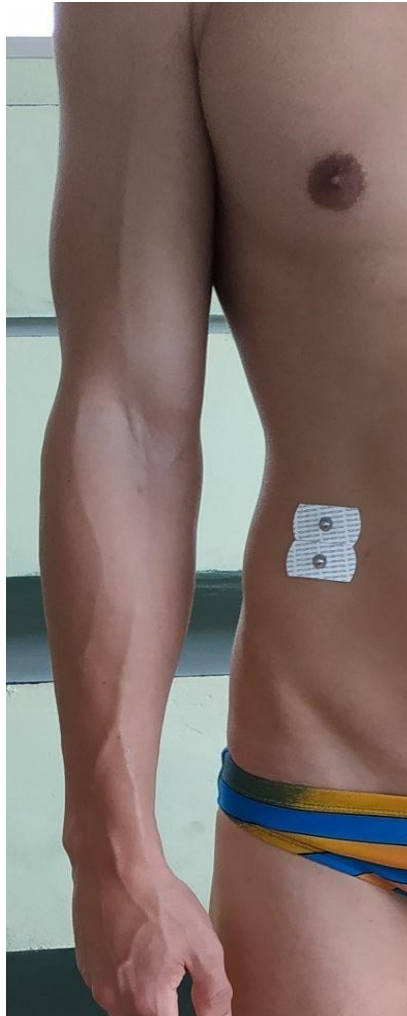


Figura 6: Localização e colocação dos elétrodos no músculo *External Oblique*

- ***Rectus Abdominis***

Neste procedimento, o sujeito também se colocou numa posição anatômica de referência. Este músculo fica localizado a dois dedos (verticais) ao lado do umbigo. Os elétrodos foram cortados para serem colocados horizontalmente sobre o músculo.



Figura 7: Localização e colocação dos elétrodos no músculo *Rectus Abdomini*

3.2 Tratamento de dados

Neste estudo baseamo-nos num processo total de análise automática. Assim sendo, toda a análise EMG foi levada a cabo sem nenhuma intervenção manual apenas com recurso a instrumentos automáticos desenvolvidos pelo software MATLAB versão R2020a (Mathworks, Inc., Natick MA, USA). As análises EMG foram realizadas com uma rotina MATLAB. A partir do sinal bruto, os componentes DC foram removidos e depois filtrados com um filtro passabanda Butterworth de quinta ordem, onde as frequências de corte inferior e superior foram definidas para 10 e 500Hz. A magnitude da EMG (%) de cada fase ativa foi estimada e plotada em função do tempo.

3.3 Análise Estatística

Relativamente à organização e tratamento de dados, estes foram realizados no *Microsoft Excel 365*, sendo que para a análise estatística utilizou-se o *software Jamovi, versão 1.2.27*. Primeiramente, realizámos a análise descritiva (média \pm desvio padrão) para todos os resultados dos exercícios nos diversos contextos. De forma a percebermos a normalidade dos dados realizámos o teste de *Shapiro-Wilk*. Como o p-value foi maioritariamente $>0,05$, realizámos a técnica de estatística paramétrica utilizando o teste de Medidas Repetidas (ANOVA). Caso houvesse diferenças significativas (p-value $< 0,05$) no mesmo exercício nos diferentes contextos, realizávamos um teste de Post-Hoc Diferenças aos Pares para percebermos qual o contexto onde existiam essas diferenças ($P_{\text{Bonferroni}} < 0,05$) e o teste de magnitude da diferença de Cohen'd. Para a análise dos resultados, relativamente ao valor do partial eta-squared (η^2p) considerámos os valores de referência de 0.01, 0.06, e 0.14 para pequeno, médio e grande, respetivamente (Cohen, 1988). Já no Cohen's d utilizámos os valores de referência de 0.2, 0.5 e 0.8 para pequeno, médio e grande, respetivamente (Cohen, 1988).

Capítulo IV- Apresentação dos resultados

1. Ativação muscular do músculo Erector Spinae em função dos exercícios e do fator contexto
 2. Ativação muscular do músculo Rectus Femoris em função dos exercícios e do fator contexto
 3. Ativação muscular do músculo Biceps Femoris em função dos exercícios e do fator contexto
 4. Ativação muscular do músculo Rectus Abdominis em função dos exercícios e do fator contexto
 5. Ativação muscular do músculo External Oblique em função dos exercícios e do fator contexto
-

Capítulo IV- Resultados

Neste capítulo iremos apresentar cinco tabelas diferentes, correspondentes à ativação muscular dos cinco músculos que foram analisados. Em cada uma delas iremos apresentar os resultados da análise descritiva (média \pm desvio padrão) e inferencial da ativação muscular dos diferentes músculos em função dos exercícios e tendo ainda em conta o contexto em que estes foram realizados.

Assim, na tabela 2 estão os resultados referentes ao músculo *Erector Spinae*, na tabela 3 ao músculo *Rectus Femoris*, na tabela 4 ao músculo *Biceps Femoris*, na tabela 5 ao músculo *Rectus Abdominis* e na tabela 6 ao músculo *External Oblique*.

Tabela 2. Análise descritiva (média \pm desvio padrão) e inferencial da ativação do músculo *Erector Spinae* em função dos exercícios e tendo em conta o fator contexto.

Músculo	Exercício	Contexto				F	p-value	η^2p	Post-hoc Diferenças aos pares	Magnitude da diferença Cohen' d [95% CI]
		MT	MA_ST	MA_T1	MA_T2					
Erector Spinae	Agachamento Dinâmico	32.3 \pm 6.7	33.7 \pm 4.5	31.5 \pm 6.1	33.9 \pm 5.3	1.03	0.392	0.086	-	-
	Agachamento Isométrico	30.1 \pm 6.4	32.6 \pm 6.2	32.6 \pm 3.6	33 \pm 4.2	0.92	0.441	0.077	-	-
	Prancha com Cotovelos	4.9 \pm 2.1	6.2 \pm 2.6	7.2 \pm 3.9	7 \pm 2.4	4.02	0.015*	0.268	b, c	b: 0.60 [1.21, -0.03] c: 1.14 [1.86, 0.39]
	Prancha com Mãos	4.3 \pm 1.7	4.9 \pm 1.7	5.5 \pm 3.2	6.8 \pm 3.1	4.49	0.009*	0.29	c	c: 0.80 [1.44, 0.13]

Abreviaturas: MT = Meio Terrestre; MA_ST = Meio Aquático Sem Turbulência; MA_T1 = Meio Aquático com Turbulência de 1 Lado; MA_T2 = Meio Aquático com Turbulência dos 2 Lados; CI = intervalo de confiança

Nota: diferenças significativas (p -value < 0.05) identificadas a negrito e com um "*"

Diferenças aos pares: a) MT vs. MA_ST; b) MT vs. MA_T1; c) MT vs. MA_T2; d) MA_ST vs. MA_T1; e) MA_ST vs. MA_T2; f) MA_T1 vs. MA_T2

Ao observarmos a tabela 2 podemos verificar que, relativamente à ativação do músculo *Erector Spinae* em função do contexto, os exercícios de prancha de cotovelos e prancha com mãos registaram diferenças significativas, exibindo *p-values* inferiores a 0.05 ($p=0.015$ e $p=0.009$, respetivamente). Através do teste de *Post-hoc Diferença aos Pares* conseguimos obter que para o exercício de prancha com cotovelos as diferenças mais significativas de ativação do músculo ES ocorreram entre o meio terrestre e o meio aquático com turbulência de um lado (MT vs. MA_T1) e entre o meio terrestre e o meio aquático com turbulência dos dois lados (MT vs. MA_T2). Por outro lado, para o exercício de prancha com mãos, registou-se apenas uma diferença de ativação muscular significativa, ocorrendo entre o meio terrestre e o meio aquático com turbulência dos dois lados (MT vs. MA_T2).

Tabela 3. Análise descritiva (média ± desvio padrão) e inferencial da ativação do músculo *Rectus Femoris* em função dos exercícios e tendo em conta o fator contexto.

Músculo	Exercício	Contexto				F	p-value	η^2p	Post-hoc Diferenças aos pares	Magnitude da diferença Cohen' d [95% CI]
		MT	MA_ST	MA_T1	MA_T2					
<i>Rectus Femoris</i>	Agachamento Dinâmico	6.4 ± 4	7.8 ± 3.6	7.7 ± 2.9	8.3 ± 3.8	2.06	0.125	0.158	-	-
	Agachamento Isométrico	4.5 ± 2.5	5.5 ± 3.1	6.3 ± 3.3	8.3 ± 6.4	3.24	0.034*	0.227	c	c: 0.625 [1.23, -0.01]
	Prancha com Cotovelos	46.9 ± 12.4	42.7 ± 6.7	41.7 ± 6.3	41.1 ± 7.2	1.36	0.271	0.110	-	-
	Prancha com Mãos	33.3 ± 6.5	34.7 ± 6	33.7 ± 5.6	37.4 ± 6.9	1.32	0.285	0.107	-	-

Abreviaturas: MT = Meio Terrestre; MA_ST = Meio Aquático Sem Turbulência; MA_T1 = Meio Aquático com Turbulência de 1 Lado; MA_T2 = Meio Aquático com Turbulência dos 2 Lados; CI = intervalo de confiança

Nota: diferenças significativas (p-value < 0.05) identificadas a negrito e com um "**"

Diferenças aos pares: a) MT vs. MA_ST; b) MT vs. MA_T1; c) MT vs. MA_T2; d) MA_ST vs. MA_T1; e) MA_ST vs. MA_T2; f) MA_T1 vs. MA_T2

No que respeita à ativação do músculo *rectus femoris* em função do contexto, podemos verificar através da tabela 3 que o único exercício que regista diferenças estatisticamente significativas é o agachamento isométrico ($p=0.034$). De forma a analisar quais os contextos do agachamento isométrico que levavam a uma diferença de ativação significativa do músculo *rectus femoris* realizámos os testes de *Post-hoc Diferença aos Pares*. Foi determinado que as diferenças de recrutamento muscular eram significativas para o exercício de agachamento isométrico unicamente no contexto entre o meio terrestre e o meio aquático com turbulência dos dois lados (MT vs. MA_T2), sendo o recrutamento muscular superior no meio instável.

Tabela 4. Análise descritiva (média \pm desvio padrão) e inferencial da ativação do músculo *Biceps Femoris* em função dos exercícios e tendo em conta o fator contexto.

Músculo	Exercício	Contexto				F	p-value	η^2p	Post-hoc Diferenças aos pares	Magnitude da diferença Cohen' d [95% CI]
		MT	MA_ST	MA_T1	MA_T2					
<i>Biceps Femoris</i>	Agachamento Dinâmico	5.2 \pm 2.9	6.9 \pm 3.7	7.8 \pm 4.8	8.1 \pm 5.2	4.21	0.013*	0.277	b,c	b: 0.772 [1.41, 0.11] c: 0.728 [1.36, 0.07]
	Agachamento Isométrico	4.3 \pm 1.9	4.2 \pm 1.9	4.2 \pm 2.2	5.3 \pm 3.6	1.17	0.335	0.096	-	-
	Prancha com Cotovelos	46 \pm 13.7	41.7 \pm 13.7	40.3 \pm 11.7	39.1 \pm 10.8	1.76	0.174	0.138	-	-
	Prancha com Mãos	34.3 \pm 1.3	38.9 \pm 11.4	38 \pm 12.2	38.1 \pm 8.7	1.1	0.363	0.091	-	-

Abreviaturas: MT = Meio Terrestre; MA_ST = Meio Aquático Sem Turbulência; MA_T1 = Meio Aquático com Turbulência de 1 Lado; MA_T2 = Meio Aquático com Turbulência dos 2 Lados; CI = intervalo de confiança

Nota: diferenças significativas (p-value < 0.05) identificadas a negrito e com um "*"

Diferenças aos pares: a) MT vs. MA_ST; b) MT vs. MA_T1; c) MT vs. MA_T2; d) MA_ST vs. MA_T1; e) MA_ST vs. MA_T2; f) MA_T1 vs. MA_T2

Relativamente à ativação do músculo *Biceps Femoris* em função do contexto, pela análise da tabela 4 verificamos que o único exercício que evidencia diferenças significativas é o agachamento dinâmico ($p=0.013$). Através da realização do teste de *Post-hoc Diferença aos pares* percebemos que os contextos no exercício agachamento dinâmico em que as diferenças de ativação muscular são estatisticamente significativas são entre o meio terrestre e o meio aquático com turbulência de um lado (MT vs. MA_T1) e o meio terrestre e o meio aquático com turbulência dos dois lados (MT vs. MA_T2), tendo-se verificado um aumento do recrutamento do músculo BF em favor da instabilidade do meio.

Tabela 5. Análise descritiva (média ± desvio padrão) e inferencial da ativação do músculo Rectus Abdominis em função dos exercícios e tendo em conta o fator contexto.

Músculo	Exercício	Contexto				F	p-value	η^2p	Post-hoc Diferenças aos pares	Magnitude da diferença Cohen' d [95% CI]
		MT	MA_ST	MA_T1	MA_T2					
Rectus Abdominis	Agachamento Dinâmico	31,1 ± 7,4	27,6 ± 9,3	28,4 ± 6,3	27,8 ± 7,1	1.36	0.273	0.110	-	-
	Agachamento Isométrico	32,9 ± 7,9	31,7 ± 7,3	32,8 ± 8,4	32,4 ± 6,5	0.15	0.928	0.014	-	-
	Prancha com Cotovelos	17,6 ± 7,6	15,4 ± 7,8	16,5 ± 8,6	16,3 ± 5,8	0.39	0.759	0.034	-	-
	Prancha com Mãos	15 ± 6,4	15,1 ± 7,8	17,2 ± 5,1	17,4 ± 9,1	1.97	0.137	0.152	-	-

Abreviaturas: MT = Meio Terrestre; MA_ST = Meio Aquático Sem Turbulência; MA_T1 = Meio Aquático com Turbulência de 1 Lado; MA_T2 = Meio Aquático com Turbulência dos 2 Lados; CI = intervalo de confiança

Nota: diferenças significativas (p-value < 0.05) identificadas a negrito e com um "**"

Diferenças aos pares: a) MT vs. MA_ST; b) MT vs. MA_T1; c) MT vs. MA_T2; d) MA_ST vs. MA_T1; e) MA_ST vs. MA_T2; f) MA_T1 vs. MA_T2

Pela análise da tabela 5 é possível verificar que não existem diferenças significativas entre a ativação do músculo *Rectus Abdominis* na realização dos exercícios de prancha e agachamento em meio instável e a ativação deste mesmo músculo na realização dos mesmos exercícios em meio terrestre.

Tabela 6. Análise descritiva (média \pm desvio padrão) e inferencial da ativação do músculo *External Oblique* em função dos exercícios e tendo em conta o fator contexto.

Músculo	Exercício	Contexto				F	p-value	η^2p	Post-hoc Diferenças aos pares	Magnitude da diferença Cohen' d [95% CI]
		MT	MA_ST	MA_T1	MA_T2					
<i>External Oblique</i>	Agachamento Dinâmico	24.6 \pm 10.2	29.2 \pm 7.2	29.6 \pm 6.3	32.5 \pm 7.1	5.56	0.003*	0.336	c	c: 0.822 [1.47, 0.15]
	Agachamento Isométrico	17.5 \pm 7.9	19.7 \pm 7.2	19.8 \pm 9.9	21.1 \pm 8.4	1.84	0.159	0.143	-	-
	Prancha com Cotovelos	7.8 \pm 3.1	7.8 \pm 3.5	7.5 \pm 3.4	8.3 \pm 3.2	0.68	0.572	0.058	-	-
	Prancha com Mãos	6.6 \pm 2.8	7 \pm 2.4	7.4 \pm 2.4	8.7 \pm 3.9	4.63	0.008*	0.296	c,e	c: 0.831 [1.48, 0.16] e: 0.620 [1.23, -0.01]

Abreviaturas: MT = Meio Terrestre; MA_ST = Meio Aquático Sem Turbulência; MA_T1 = Meio Aquático com Turbulência de 1 Lado; MA_T2 = Meio Aquático com Turbulência dos 2 Lados; CI = intervalo de confiança

Nota: diferenças significativas (p-value < 0.05) identificadas a negrito e com um "**"

Diferenças aos pares: a) MT vs. MA_ST; b) MT vs. MA_T1; c) MT vs. MA_T2; d) MA_ST vs. MA_T1; e) MA_ST vs. MA_T2; f) MA_T1 vs. MA_T2

Pela observação da tabela 6 podemos verificar que, relativamente à ativação do músculo *external oblique* em função do contexto, os exercícios de agachamento dinâmico e prancha com mãos evidenciaram diferenças bastante significativas, apresentando *p-values* inferiores a 0.05 ($p=0.003$ e $p=0.008$, respetivamente). Com recurso ao teste de *Post-hoc Diferenças aos pares*, averiguámos para cada um dos dois exercícios quais os contextos que exibiam diferenças de ativação muscular estatisticamente significativas: para o agachamento dinâmico registou-se o entre o contexto de meio terrestre e o meio aquático com turbulência dos dois lados (MT vs. MA_T2), e para a prancha com mãos destacaram-se entre os contextos em meio terrestre e no meio aquático com turbulência dos dois lados (MT vs. MA_T2) e entre o meio aquático sem turbulência e o meio aquático com turbulência de ambos os lados (MA_ST vs. MA_T2).

Capítulo V- Discussão dos resultados

1. Ativação muscular do músculo *erector spinae* no contexto estável e instável nos exercícios de agachamento e de prancha
 2. Ativação muscular do músculo *rectus femoris* no contexto estável e instável nos exercícios de agachamento e de prancha
 3. Ativação muscular do músculo *bíceps femoris* no contexto estável e instável nos exercícios de agachamento e de prancha
 4. Ativação muscular do músculo *rectus abdominis* no contexto estável e instável nos exercícios de agachamento e de prancha
 5. Ativação muscular do músculo *external oblique* no contexto estável e instável nos exercícios de agachamento e de prancha
-

Capítulo V- Discussão dos Resultados

1. Ativação muscular do músculo *erector spinae* no contexto estável e instável nos exercícios de agachamento e de prancha

Em relação a este músculo podemos verificar que existem diferenças significativas na prancha com cotovelos e na prancha de mãos ($p=0.015$ e $p=0.009$, respectivamente). Ainda nestes dois tipos de prancha, os valores do *Partial Eta Squared* podem ser considerados grandes ($\eta^2p= 0.268$ e $\eta^2p= 0.290$) o que nos permite confirmar que a realização destes exercícios nos contextos de instabilidade, especialmente no contexto de turbulência dos dois lados, influencia relevantemente a intensidade do seu recrutamento. Aplicando o algoritmo respectivo conseguimos determinar as diferenças de Cohen para cada um dos casos que apresentou relevância estatística: para o exercício de prancha com cotovelos no contexto MT vs. MA_T1 obtivemos uma diferença de 0.60, sendo por isso considerada como tendo relativa relevância prática. No entanto, o intervalo de confiança (IC) obtido revelou-se elevado – demonstrativo dos altos valores de desvio-padrão das duas distribuições em causa - e, logo, pouco confiável; para o exercício de prancha com cotovelos no contexto MT vs. MA_T2 verificou-se uma magnitude de diferença de Cohen igual a 1.14, sendo dessa forma considerada como tendo uma forte relevância prática. Ao contrário do que acontecia no contexto anterior, este IC é satisfatoriamente pequeno – elucidativo de que o desvio-padrão da distribuição de recrutamento muscular para este exercício foi superior em meio aquático com turbulência de um dos lados do que com turbulência de ambos os lados – e fornece assim uma elevada confiança; relativamente à prancha com mãos no contexto MT vs. MA_T2, obteve-se uma diferença de Cohen de magnitude 0.80, sendo considerada como traduzindo uma notória relevância prática.

O IC obtido neste caso foi consideravelmente reduzido – resultado dos baixos desvios-padrão das distribuições em causa -, transmitindo assim confiança por ser um intervalo pequeno.

Deste modo, essencialmente nos exercícios de prancha, ao mudar a condição de estabilidade para instabilidade existe um aumento de recrutamento muscular do músculo *erector spinae* principalmente se o indivíduo sofrer turbulência dos dois lados - como por exemplo num contexto de aula de grupo. Neste sentido, no que toca ao músculo *erector spinae*, podemos concluir que o seu recrutamento é significativamente superior nos exercícios de prancha com cotovelos e prancha com mãos que são realizados em meio aquático com turbulência dos dois lados, por comparação com a realização dos mesmos exercícios em meio terrestre estável. Assim, somos levados a inferir que a ativação muscular do *erector spinae* nos exercícios de prancha varia positivamente com a instabilidade do meio – algo que vai de encontro aos resultados de Snarr et al. (2014), mas que em parte contraria o estudo de Lehman et al. (2005), onde recai uma possível justificação prendendo-se ao facto de mesmo que a amostra (n=11) ter sido praticamente igual à do nosso estudo (n=12), diferencia-se da nossa quanto ao sexo, sendo no estudo de Lehman et al. (2005) todos os voluntários do sexo masculino. Uma outra possível justificação tendo em conta que os resultados do estudo acima indicaram maiores níveis de recrutamento a nível abdominal em comparação com o do nosso estudo, pode dever-se ao facto da nossa amostra ter realizado mais força na sua parte posterior para estabilizar o núcleo no exercício de prancha.

Por outro lado, os nossos resultados demonstram ainda que a ativação do músculo *erector spinae* nos exercícios de agachamento não é significativamente dependente da estabilidade ou instabilidade do contexto em que estes exercícios são realizados. Algo que está de acordo com estudos como o de Bautista et al. (2020), que apesar de a amostra ser mais pequenas que a nossa (n=7) e ser composta somente por voluntários do sexo masculino fisicamente ativos mostram também que o recrutamento do músculo *erector spinae* em

exercícios de agachamento não se revela significativo.

2. Ativação muscular do músculo *rectus femoris* no contexto estável e instável nos exercícios de agachamento e de prancha

Relativamente ao músculo *rectus femoris*, verificamos que existem diferenças significativas no exercício de agachamento isométrico ($p= 0.034$). Ainda relativamente a este músculo neste mesmo exercício, através da análise dos valores de *Partial Eta Squared* podemos verificar que este valor é especialmente grande ($\eta^2p= 0.227$), comprovando-se deste modo que a realização deste exercício em contexto de instabilidade influencia de forma relevante o grau de recrutamento deste músculo. Por aplicação do método das diferenças de Cohen, verificámos que para o exercício de agachamento isométrico no contexto MT vs. MA_T2 registou-se uma diferença de magnitude de 0.625, traduzindo uma relevância prática relativa.

Ainda referente a este mesmo músculo, os resultados mostraram que uma alteração do contexto de estável para instável promove um aumento significativo do recrutamento deste músculo, relativamente ao exercício de agachamento isométrico, principalmente se o meio instável for o meio aquático com turbulência dos dois lados. Neste sentido podemos afirmar que, segundo os nossos resultados existe de facto um aumento progressivo de ativação do músculo em função de um aumento da turbulência do meio aquático, aquando da realização do exercício de agachamento isométrico. Então, podemos inferir que a ativação do músculo *rectus femoris* nos exercícios de agachamento aumenta significativamente com a instabilidade do meio – algo que contraria o estudo de Saeterbakken e Filand (2013). Uma possível justificação pode ser devido ao facto dos indivíduos que realizaram o nosso estudo estarem familiarizados com exercícios isométricos em contexto de instabilidade (prática de surf), enquanto os deste

estudo apenas estavam familiarizados com o treino de resistência. Outra possível justificação poderá ser o facto de a base de suporte nas superfícies instáveis serem diferentes (neste caso menor) e a habituação dos indivíduos nestes exercícios em cima destas plataformas não ser muita.

Por outro lado, os nossos resultados demonstram ainda que a ativação do músculo *rectus femoris* nos exercícios de prancha não é significativamente dependente da estabilidade ou instabilidade do contexto em que estes exercícios são realizados. Algo que está de acordo com Ekstrom, Donatelli e Carp (2007), estudo que mostra que o recrutamento do músculo *rectus femoris* em exercícios de prancha não é significativo.

3. Ativação muscular do músculo *bíceps femoris* no contexto estável e instável nos exercícios de agachamento e de prancha

Relativamente ao músculo *bíceps femoris*, tendo em conta os resultados obtidos podemos verificar que houve diferenças significativas ($p=0.013$) no exercício de agachamento dinâmico. Analisando os valores de *Partial Eta Squared*, foi possível verificar um valor substancialmente mais alto do que os restantes para este mesmo exercício ($\eta^2p= 0.277$), notando assim que este é o exercício em que o recrutamento do músculo BF mais varia com o aumento da instabilidade do meio. Ainda no agachamento dinâmico para este mesmo músculo, calculámos as magnitudes das diferenças de Cohen para os dois contextos significativos de um ponto de vista estatístico (MT vs. MA_T1 e MT vs. MA_T2): para o primeiro contexto (MT vs. MA_T1) obteve-se uma diferença de magnitude 0.772, tendo-se considerado uma relevância prática razoável; no segundo contexto (MT vs. MA_T2) foi obtida uma diferença de valor 0.728 – igualmente relevante do ponto de vista prático. Nos dois casos o IC respetivo não foi grande – revelador dos desvios-padrão não demasiado grandes de cada distribuição -, pelo que é confiável. Apesar de no exercício de prancha de cotovelos não ter apresentados valores

estatisticamente significativos na mudança do contexto estável (terra) para instável (água) apresenta valores de *Partial Eta squared* muito próximos de 0, o consideramos de grande relevância prática, permitindo que possamos afirmar que a instabilidade neste exercício também promove um ligeiro aumento de recrutamento muscular.

No que concerne ainda a este músculo, os resultados obtidos sugerem que na realização do exercício de agachamento dinâmico o aumento da instabilidade do meio promove um aumento da ativação muscular, principalmente quando o meio instável corresponde a um meio aquático com turbulência dos dois lados. Deste modo podemos determinar com uma relevância prática relativamente elevada que o seu recrutamento é tanto maior quanto maior seja a turbulência do meio aquático em que o exercício de agachamento dinâmico é realizado. Mais genericamente, podemos então formular a hipótese deste músculo ser mais recrutado em exercícios de agachamento realizados em plataformas instáveis do que na realização dos mesmos exercícios em meios estáveis, algo que é corroborado por Monajati et al. (2019), estudo que demonstrou que para o músculo em questão o aumento da instabilidade promove um aumento significativo de atividade eletromiográfica. De igual forma, os nossos resultados mostram que a ativação do músculo BF nos exercícios de prancha não é significativamente dependente do fator de instabilidade do meio, algo que está de acordo com Ekstrom, Donatelli e Carp (2007), estudo que mostra que o recrutamento do músculo *biceps femoris* em exercícios de prancha não é significativo.

4. Ativação muscular do músculo *rectus abdominis* no contexto estável e instável nos exercícios de agachamento e de prancha

Apesar de neste músculo nenhum dos contextos avaliados ser estatisticamente significativo para nenhum dos exercícios realizados, podemos afirmar, através do valor do *Partial Eta Squared* que quando é inserida instabilidade no exercício de prancha de mãos revela grande importância a nível prático de aumento do recrutamento muscular ($\eta^2p= 0.152$). Quanto à percentagem de ativação do músculo *rectus abdominis*, todos os exercícios apresentam valores de ativação muscular maiores quando são realizados no meio terrestre (estável), à exceção da prancha de mãos, onde existe um aumento de ativação muscular quando era realizado perante instabilidade (meio aquático), essencialmente com turbulência dos dois lados.

Tendo em conta que no nosso estudo a ativação do músculo *rectus abdominis* não apresentou diferenças significativas entre contextos distintos para qualquer tipo de exercício, é possível deduzir que o grau de recrutamento deste músculo é independente do tipo de exercício efetuado e da turbulência do meio aquático em que este é realizado. Logo, num sentido mais lato, poderíamos inferir que a instabilidade do meio não é determinante para um recrutamento mais eficaz do músculo *rectus abdominis*. No entanto, neste caso, estaríamos a ir contra a grande unanimidade dos estudos como os de Snarr et al. (2014) e Lehman, Hoda e Oliver (2005), que evidenciam o maior recrutamento dos grupos musculares abdominais na realização de diversos exercícios de prancha em contextos de instabilidade.

5. Ativação muscular do músculo *external oblique* no contexto estável e instável nos exercícios de agachamento e de prancha

No que diz respeito ao músculo *external oblique*, os nossos resultados indicam que houve diferenças significativas nos exercícios de agachamento dinâmico e de prancha de mãos ($p= 0.003$ e $pvalue= 0.008$, respetivamente). Tendo em conta os resultados, foi possível verificar que os valores de *Partial Eta Squared* são muito grandes nestes dois exercícios ($\eta^2p=$

0.336 e $\eta^2p= 0.296$) comparativamente com os restantes exercícios, reforçando dessa forma a grande influência que a instabilidade do meio possui no grau de ativação do músculo *external oblique* na realização destes exercícios. No entanto, apesar de não ser estatisticamente significativo, podemos verificar que o valor de *Partial Eta Squared* no agachamento isométrico ($\eta^2p= 0.143$) é muito próximo do que relevamos de grande, o que nos permite afirmar que a mudança para o contexto de instabilidade tem uma grande importância. Através das magnitudes das diferenças de Cohen foi possível determinar para cada um dos dois exercícios com resultados estatisticamente significativos (agachamento dinâmico e prancha de mãos) os contextos que suscitam as maiores diferenças de recrutamento do músculo *external oblique*: no exercício de agachamento dinâmico obteve-se uma diferença de magnitude 0.822 para o contexto MT vs. MA_T2, sendo assim considerado como relevante a nível prático. O respetivo IC obtido foi suficientemente pequeno e, por isso, confiável; no exercício de prancha com mãos registaram-se diferenças de valores 0.831 (com IC pequeno e confiável) e 0.620 (com IC grande e pouco confiável) relativas aos contextos MT vs. MA_T2 e MA_ST vs. MA_T2, respetivamente.

Em todos os casos, o músculo *external oblique* para todos os exercícios sofreu um recrutamento superior quando o exercício foi realizado no contexto instável, essencialmente quando havia a aplicabilidade de turbulência dos dois lados. No que aos exercícios que apresentaram resultados estatisticamente significativos diz respeito, é possível afirmar que relativamente aos exercícios de agachamento dinâmico e prancha com mãos verifica-se um aumento da ativação muscular em função do aumento da turbulência do meio aquático.

Deste modo podemos concluir que o seu grau de ativação é significativamente superior no exercício de agachamento dinâmico que é realizado em meio aquático com turbulência de ambos os lados, por comparação à realização do mesmo exercício em meio terrestre estável. Adicionalmente, o músculo *external oblique* é também significativamente mais recrutado no

os lados, comparativamente com a realização do mesmo exercício em meio terrestre ou em meio aquático sem turbulência. Desta forma, tendemos a inferir que a ativação muscular do *external oblique* nos exercícios de agachamento tanto como de prancha varia positivamente com a instabilidade do meio – algo que é corroborado pelos resultados de estudos como os de Snarr et al. (2014) e Lehman, Hoda e Oliver (2005).

Capítulo VI- Conclusões

Capítulo VI- Conclusões

Neste trabalho conseguimos cumprir os objetivos iniciais de caracterizar a solicitação de cinco grupos musculares (*rectus femoris*, *external oblique*, *biceps femoris*, *erector spinae* e *rectus abdominis*) na execução de quatro diferentes tipos de exercícios (agachamento dinâmico, agachamento isométrico, prancha de antebraços e prancha de braços em extensão), em meio terrestre e em meio de instabilidade aquático com diferentes tipos de turbulência. Para tal recorreremos à eletromiografia de superfície e, seguindo a metodologia supracitada, pudemos avaliar a ativação muscular nos diferentes exercícios realizados, quer no meio mais estável (terrestre), quer no meio aquático através de plataformas aquáticas sem turbulência, com turbulência de um dos lados e com turbulência de ambos os lados (meio instável).

Podemos então concluir que, de uma forma genérica, a realização de exercícios com instabilidade (condição de aula), aumentam a ativação muscular, comparando esses mesmos exercícios realizados em meio terrestre ou em meio aquático sem turbulência. De uma forma particular, concluímos que existem aumentos significativos da ativação muscular com a realização dos exercícios em plataformas instáveis em condição de aula no exercício de agachamento dinâmico nos músculos *biceps femoris* e *external oblique*, no exercício de agachamento isométrico no *rectus femoris*, no exercício de prancha com cotovelos no *erector spinae* e, por fim, no exercício de prancha de mãos do *erector spinae* e *external oblique*.

Desta forma, uma aplicação prática deste estudo, consistirá em recomendar aos técnicos de exercício que recorrem a plataformas instáveis em condição de aula/classe, e que tenham como objetivo aumentar a intensidade dos exercícios propostos, que deverão privilegiar a condição de instabilidade com turbulência de ambos os lados, essencialmente nos exercícios referidos anteriormente.

Capítulo VII- Implicações relacionadas com o estudo e perspectivas para estudos futuros

1. Limitações do estudo
 2. Estudos futuros
-

Capítulo VII- Implicações relacionadas com o estudo e perspetivas para estudos futuros

1. Limitações do estudo

Recordando que este estudo foi realizado durante a pandemia, implicou uma redução considerável no número de participantes da nossa amostra inicial. Deste modo, a precisão da nossa medição pode ter diminuído. Por outro lado, houve também uma limitação a nível de grupos musculares estudados, principalmente ao nível dos membros superiores.

2. Estudos Futuros

Para estudos futuros, além de replicarmos o estudo com uma amostra maior, seria também interessante relacionarmos a ativação muscular e cinemática do movimento com outras condições de exercício e grupos musculares.

Capítulo VIII- Bibliografía

Capítulo VIII- Bibliografia

1. Anderson, K. & Behm, M. (2004). Maintenance of EMG activity and loss of force output with instability. *Journal Strength Conditioning Research*. 18:637-640.
2. Basmajian, J. (1973). Electromyographic analyses of basic movement patterns. *Exercise and sport sciences reviews*. 1:259-84.
3. Basmajian, J. & De Luca, C. (1985). *Muscles alive. Their functions revealed by electromyography*. Baltimore: Williams & Wilkins.
4. Bautista, D., et al. (2020). A comparison of muscle activation among the front squat, overhead squat, back extension and plank. *International Journal of Exercise Science*.
5. Beach, T., Howarth, S. & Callaghan, J. (2008). Muscular contribution to low-back loading and stiffness during standard and suspended push-ups. *Human Movement Science*. 27: 457–472.
6. Behm, D. & Colado, C. (2013). Instability resistance training across the exercise continuum. *Sports Health*. 5(6):500–503.
7. Behm, D., Drinkwater, E. & Willardson, J., et al. (2010). The use of instability to train the core musculature. *Applied Physiology Nutrition and Metabolism*. 35(1):91–108.
8. Behm, D., Muehlbauer, T., Kibele, A. & Granacher, U. (2015). Effects of Strength Training Using Unstable Surfaces on Strength, Power and Balance Performance Across the Lifespan: A Systematic Review and Meta-analysis. *Sports Medicine*. 45: 1245-1669.
9. Bevilaqua-Grossi, D., Felício, L., Simões, R., Coqueiro, K. & Monteiro-Pedro, V. (2005). Avaliação eletromiográfica dos músculos estabilizadores da patela durante exercício isométrico de agachamento em indivíduos com síndrome da dor femoropatelar. *Revista Brasileira Medicina Esporte*. 11 (3): 159-163.

10. Bkrm, D., Anderson, K. & Curnew, R. (2008). Muscle force and activation under stable and unstable conditions. *Journal Strength Conditioning research*. 16:416-422.
11. Brown, L. & Weir, J. (2001). Procedure's recommendation I: accurate assessment of muscular strength and power. *Journal of Exercise Physiology*. 4 (3): 1-21.
12. Burden, A. & Bartlett, R. (1999). Normalisation of EMG amplitude: na evaluation and comparison of old and newmethods. *Medical Engineering & Physics*. 21:247-257.
13. Bur, P. & Duarte, M. (2011). Eletromiografia: uma breve revisão sobre os procedimentos de aquisição de sinal. *Terapia Manual*. 9(44): 548-553.
14. Byrne, J. et al. (2014). Effect of using a suspension training system on muscle activation during the performance of a front plank exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 28:3049–55.
15. Clancy, E. et al. (2002). Sampling, noise-reduction and amplitude estimation issues in surface electromyography. *Journal Electromyography and Kinesiology*. 12(1):1–16.
16. Cohen, J. (1988). *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. L. Erlbaum Associates.
17. Conceição, L. & Karolczak, A. (2010). Análise neuromuscular dos músculos estabilizadores do tronco em indivíduos com e sem lombalgia. *Terapia Manual*. 8(39):389-395.
18. Delsys. (2006). *Neuromuscular Research center*. Boston University.
19. De Luca, C. (1997). The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*. 13:135-163.
20. Distefano, L., Clark, M. & Padua, D. (2009). Evidence Supporting Balance Training in Healthy Individuals: A Systemic Review. *Journal of Strength and Conditioning Research* 23(9)/2718–2731

21. Drake, J. & Callaghan, J. (2006). Elimination of electrocardiogram contamination from electromyogram signals: an evaluation of currently used removal techniques. *Journal Electromyography and Kinesiology*. 16(2):175–87.
22. Duncan, M. (2009). Muscle activity of the upper and lower rectus abdominis during exercises performed on and off a Swiss ball. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 13: 364–367.
23. Ekstrom, R., Donatelli, R. & Carp, K. (2007). Electromyographic analysis of core trunk, hip, and thigh muscles during 9 rehabilitation exercises. *Journal Orthopaedic Sports Physical Therapy*. 37(12):754-62.
24. Englehart, K., Hudgins, B., Parker, P. & Stevenson, M. (1999). “Classification of the myoelectric signal using time-frequency based representations,” *Medical Engineering and Physics*, vol. 21, no. 6-7, pp. 431–438.
25. Enoka, R. (2000). *Bases neuromecânicas da cinesiologia*. São Paulo: Manole.
26. Farina, D., Merletti, R. & Enoka, R. (2004). The extraction of neural strategies from the surface EMG. *Journal Applied Physiology*. 96(4):1486-95.
27. Fitzgerald, G., Axe, M. & Snyder-Mackler, L. (2000). A decision-making scheme for returning patients to high-level activity with nonoperative treatment after anterior cruciate ligament rupture. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*. 8: 76-82.
28. Hales, M., Johnson, B. & Johnson, J. (2009). Kinematic analysis of the powerlifting style squat and the conventional deadlift during competition: is there a cross-over effect between lifts? *Journal of Strength and Conditioning Research*. 23 (9): 2574-2580.
29. Hermens, H. & Freriks, B. (1999). *European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy, results of the SENIAM project*.

30. Hermens, H., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C. & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal Electromyography Kinesiology*. 10(5): 361-74.
31. Holm, I. et al. (2004). Effect of neuromuscular training on proprioception, balance, muscle strength, and lower limb function in female team handball players. *Clinical Journal Sport Medicine*. 14: 88–94.
32. Hurd, W., Chmielewski, T. & Snyder-mackler, L. (2006). Perturbation-enhanced neuromuscular training alters muscle activity in female athletes. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*. 14(1): 60-9.
33. Jeffrey, M., Cormie, P. & Deane, R. (2006). Isometric squat force output and muscle activity in stable and unstable conditions. *Journal Strength Conditioning Research*. 20(4):915-8.
34. Konrad, P. (2006). *The ABC of EMG: A Pratical Introduction to Kinesiological Eletromyography*. Noraxon Inc. USA.
35. Korosec, D. (2000). “Parametric estimation of the continuous nonstationary spectrum and its dynamics in surface EMG studies,” *International Journal of Medical Informatics*, vol. 58-59, pp. 59– 69.
36. Leetun, D., Ireland, M., Willson, J., Ballantyne, B. & Davis, I. (2004). Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. *Medicine Science Sports Exercise*. 36:926-934.
37. Lehman, G., Hoda, W. & Oliver, S. (2005). Trunk muscle activity during bridging exercises on and off a swissball. *Chiropractic Osteopatathy*. 13: 14.
38. McBride, J., Larkin, T., Dayne, A., Haines, T. & Kirby, T. (2010). Efeito da carga absoluta e relativa na atividade muscular durante agachamento estável e instável. *International Journal Sports Physiology and Performance*. 5: 177–183.

39. McCaw, S. & Melrose, D. (1999). Stance width and bar load effects on leg muscle activity during the parallel squat. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31, 428–436.
40. Michell, T. et al. (2006). Functional balance training, with or without exercise sandals, for subjects with stable or unstable ankles. *Journal Athletic Training*. 41: 393–398.
41. Merletti, R. & Hermens, H. (2005). Detection and Conditioning of the Surface EMG Signal. *Electromyography: John Wiley & Sons, Inc.*; p. 107-31.
42. Monajati, A., Larumbe-Zabala, E., Goss-Sampson, M. & Naclerio, F. (2019). Surface Electromyography Analysis of Three Squat Exercises. *Journal of Human Kinetics* volume 67, 73-83.
43. Moritani, T., Stegeman, D. & Merletti, R. (2005). Basic Physiology and Biophysics of EMG Signal Generation. *Electromyography: John Wiley & Sons, Inc.*; 2005. p. 1- 25.
44. Morren, G. et al. (2002). “Effects of nonnutritive sucking on heart rate, respiration and oxygenation: a model-based signal processing approach,” *Comparative Biochemistry and Physiology—A Molecular and Integrative Physiology*, vol. 132, no. 1, pp. 97–106.
45. Myer, G. et al. (2006). The effects of plyometric versus dynamic stabilization and balance training on lower extremity biomechanics. *American Journal Sports Medicine*. 34: 445–455.
46. Ni, M., Mooney, K., Harriell, K., Balachandran, A. & Signorile, J. (2014). Core muscle function during specific yoga poses. *Complementary Therapies in Medicine* 22, 235-243.
47. Nuber, G., Jobe, F., Perry, J., Moynes, D. & Antonelli, D. (1986). Fine wire electromyography analysis of muscles of the shoulder during swimming. *The American Journal of Sports Medicine*. 14(1): 7-11.

48. Nuzzo, J., McCaulley, G., Cormie, P., Cavill, M. & McBride, J. (2008). Trunk muscle activity during stability ball and free weight exercises. *Journal Strength Conditioning Research*. 22(1):95- 102.
49. Oliveira, G. (2001). *Psicomotricidade: Educação e Reeducação num enfoque Psicopedagógico*. 5º edição. Petrópolis: Editora Vozes.
50. Olmsted, L., Carcia, C., Hertel, J. & Shultz, S. (2002). Efficacy of the star excursion balance tests in detecting reach deficits in subjects with chronic ankle instability. *Journal Athletic Training*. 37: 501–506.
51. Paterno, M. et al. (2004). Neuromuscular training improves single-limb stability in young female athletes. *Journal Orthopaedic Sports Physical Therapy*. 34: 305–316.
52. Peterson, D. (2013). Proposed performance standards for the plank for inclusion consideration into the Navy’s physical readiness test. *Strength and Conditioning Journal*. 35:22– 26.
53. Rama, L. (2016). *Teoria e Metodologia do Treino – Modalidades Individuais, Manual de Curso de Treinadores de Desporto Grau I, Programa nacional de formação de treinadores do Instituto Português do Desporto e Juventude*.
54. Rasool, J. & George, K. (2007). The impact of single-leg dynamic balance training on dynamic stability. *Physical Therapy Sport* 8: 177–184.
55. Robertson, D., et al. (2004). *Research methods in biomechanics*. United States: Human Kinetics.
56. Ross, S. & Guskiewicz, K. (2004). Examination of static and dynamic postural stability in individuals with functionally stable and unstable ankles. *Clinical Journal Sport Medicine* 14: 332–338.

57. Ruwe, P., Pink, M., Jobe, F., Perry, J. & Scovazzo, M. (1994). The normal and the painful shoulders during the breaststroke: Electromyographic and Cinematographic Analysis of Twelve Muscles. *The American Journal of Sports Medicine*. 22(6): 789-796.
58. Saeterbakken, A. & Finland, M. (2013). Muscle force output and electromyographic activity in squats with various unstable surfaces. *Journal Strength Conditioning Research*. 27(1):130–6.
59. Schoenfeld, B., Contreras, B., Tiryaki-Sonmez, G., Willardson, J. & Fontana, F. (2014). An electromyographic comparison of a modified version of the plank with a long lever and posterior tilt versus the traditional plank exercise, *Sports Biomechanics*.
60. Selvaraj, N., Lee, J. & Chon, K. (2010). “Time-varying methods for characterizing nonstationary dynamics of physiological systems,” *Methods of Information in Medicine*, vol. 49, no. 5, pp. 435–442.
61. Shaffer, B., Jobe, F., Pink, M. & Perry, J. (1993). Baseball batting. An electromyographic study. *Clinical Orthopaedics Related Research*. 285-293.
62. Shair, E., Ahmad, S., Marhaban, M., Tamrin, S. & Abdullah, A. (2017). EMG Processing Based Measures of Fatigue Assessment during Manual Lifting. *BioMed Research International*.
63. Snarr, R. & Esco, M. (2014). Electromyographical comparison of plank variations performed with and without instability devices. *Journal Strength Conditioning Research*. 28(11): 3298-305.
64. Snarr, R., Esco, M., Witte, E., Jenkins, C. & Brannan, R. (2013). Electromyographic activity of rectus abdominis during a suspension push-up compared to traditional exercises. *Journal Exercise Physiology Online* 16: 1–8.

65. Song, S., Lee, S., Lee, D., Hong, S., & Lee, G. (2019). Electromyographic analysis of lower extremity muscle activities during modified squat exercise: Preliminary study. *Journal of Human Sport and Exercise*, in press.
66. Sousa, c., et al. (2007). Atividade eletromiográfica no agachamento nas posições de 40°, 60° e 90° de flexão do joelho. *Revista Brasileira Medicina Esporte*. Vol. 13, Nº5.
67. Staudenmann, D., Roeleveld, K., Stegeman, D. & Dieen, J. (2010). Methodological aspects of SEMG recordings for force estimation – A tutorial and review. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 20, 375–387.
68. Stone, W. & Coulter, S. (1994). Strength/endurance effects from three resistance training protocols with women. *Journal Strength Conditioning Research*. 8:231-234.
69. Tkach, D., Huang, H. & Kuiken, T. (2010). “Study of stability of time-domain features for electromyographic pattern recognition,” *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 7, article 21, 13 pages.
70. Tong, T., Wu, S. & Nie, J. (2014). Sport-specific endurance plank test for evaluation of global core muscle function. *Physical Therapy in Sport*. 15(1): 58-63.
71. Uribe, B., et al. (2010). Muscle activation when performing the chest press and shoulder press on a stable bench vs. a Swiss ball. *Journal Strength Conditioning Research* 24(4):1028-33.
72. Vigotsky, A., Halperin, I., Lehman, G., Trajano, G. & Vieira, T. (2018). Interpreting Signal Amplitudes in Surface Electomyography Studies in Sport and Rehabilitation Sciences. *Frontiers Physiology*. 8:985.
73. Walker, S., Davis, L., Avela, J. & Hakkinen, K. (2012). Neuromuscular fatigue during dynamic maximal strength and hypertrophic resistance loadings. *Journal of*

electromyography and kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology.

74. Watkins, R., Uppal, G., Perry, J., Pink, M. & Dinsay, J. (1996). Dynamic electromyographic analysis of trunk musculature in professional golfers. *American Journal Sports Medicine*. 24:535-538.
75. Winter, D. (1990). *Biomechanics and motor control of human movement*. 2.ed. Toronto: Wiley Interscience.
76. Wislof, U., Castagna, C., Helgerud, J., Jones, R. & Hoff, J. (2004). Strong correlation of maximal squat strength with sprint performance and vertical jump height in elite soccer players. *British Journal Sports Medicine*. 38: 285-288.
77. Youdas, J. et al. (2014). Surface electromyographic analysis of core trunk and hip muscles during selected rehabilitation exercises in the side-bridge to neutral spine position. *Sports Physical Therapy*. 6:416–21.
78. Zajac, F. (1989). Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Critical Reviews Biomedical Engineering*. 17:359.