



IPG Politécnico
|da|Guarda
Polytechnic
of Guarda

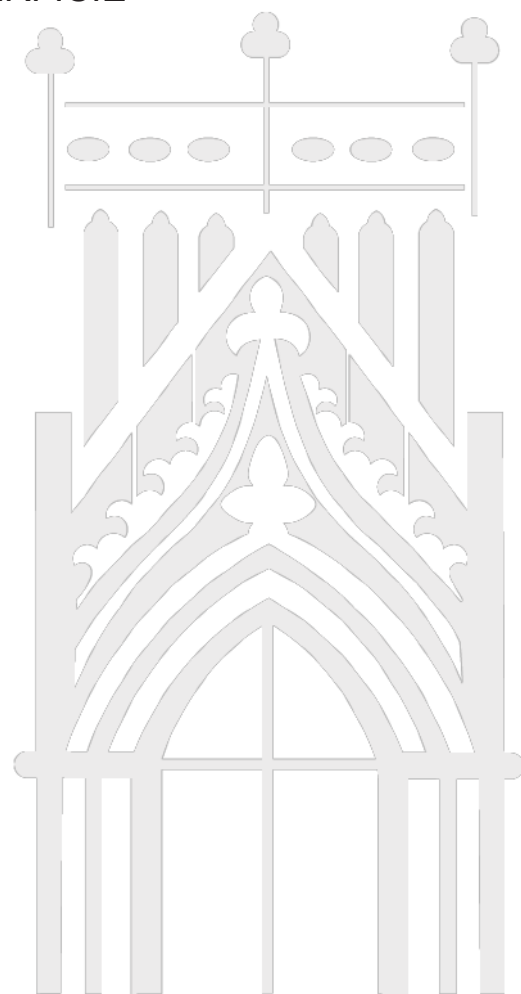
Mestrado em Ciências do Desporto

Desportos de Academia

ANÁLISE DO PADRÃO DE ATIVAÇÃO MUSCULAR
DURANTE O EXERCÍCIO DE PUSH-UP.
EFEITO DA UTILIZAÇÃO DE SUPERFÍCIE
ESTÁVEL VS. INSTÁVEL

Luís Filipe Costa Ribeiro

julho | 2015



Escola Superior de
Educação, Comunicação
e Desporto



Instituto Politécnico da Guarda

**ANÁLISE DO PADRÃO DE ATIVAÇÃO MUSCULAR
DURANTE O EXERCÍCIO DE *PUSH-UP***

EFEITO DA UTILIZAÇÃO DE SUPERFÍCIE ESTÁVEL VS. INSTÁVEL

Luís Filipe Costa Ribeiro

Julho, 2015

Referência:

Ribeiro, L. (2015): Análise do padrão de ativação muscular durante o exercício de *Push-up*. Efeito da utilização de superfície estável vs. instável. Dissertação de Mestrado. Escola Superior de Educação, Comunicação e Desporto. Instituto Politécnico da Guarda.



Escola Superior de Educação, Comunicação e Desporto

Mestrado em Ciências do Desporto
Especialidade em Academia

ANÁLISE DO PADRÃO DE ATIVAÇÃO MUSCULAR DURANTE O EXERCÍCIO DE *PUSH-UP*

EFEITO DA UTILIZAÇÃO DE SUPERFÍCIE ESTÁVEL VS. INSTÁVEL

Dissertação apresentada com vista à obtenção do grau de Mestre, ao abrigo do decreto-lei nº 216/92, de 13 de Outubro, em Ciências do Desporto na especialidade de Academia, sob a orientação da Professora Doutora Carolina Vila-Chã.

Agradecimentos

A concretização desta dissertação de mestrado conclui um gratificante ciclo de estudos académicos. Este percurso não seria possível sem a ajuda das pessoas intervenientes na minha formação e na minha vida pessoal. Desta forma apresentados os meus sinceros agradecimentos:

À minha orientadora, Professora Doutora Carolina Vila-Chã, pelo tempo e disponibilidade dedicados à orientação deste estudo, pela contribuição com os seus conhecimentos, competência e exigência. Agradeço ainda todos os esclarecimentos prestados, preocupação demonstrada e pela motivação incansável durante esta etapa.

Ao LABIOMEPE da universidade do Porto, pela cedência do espaço e dos equipamentos de eletromiografia e de cinemática.

Ao Engenheiro Pedro Fonseca e à Engenheira Sara Morais, pelo apoio, tempo e disponibilidade fornecidos para a recolha dos dados.

À Engenheira Sandra Costa, pelo apoio na instalação dos programas informáticos.

A todos os atletas que se prontificaram para a realização deste estudo.

À minha família, particularmente aos meus pais, pelo apoio constante, pela paciência, pela compreensão e pela confiança que sempre demonstraram em mim.

À minha namorada Rita, pela forma incondicional como sempre me apoiou e encorajou.

Aos meus amigos, pelas palavras de incentivo e pelos bons momentos proporcionados em dias mais difíceis.

Aos meus companheiros de curso, pelos momentos académicos inesquecíveis.

E a todos aqueles que de alguma forma contribuíram para a realização deste estudo.

Obrigado!

Índice

AGRADECIMENTOS	III
ÍNDICE	IV
ÍNDICE DE FIGURAS	VII
ÍNDICE DE QUADROS	X
RESUMO	XI
ABSTRACT	XII
LISTA DE ABREVIATURAS	XIII
INTRODUÇÃO	14
1 CAPÍTULO I – REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	17
1.1 FUNDAMENTOS DO TREINO FUNCIONAL	18
1.1.1 MODELO DE DESENVOLVIMENTO DO TREINO FUNCIONAL	19
1.2 ESTABILIDADE VS. INSTABILIDADE	23
1.2.1 IMPACTO SOBRE A FORÇA E VELOCIDADE	24
1.2.2 ATIVIDADE MUSCULAR DURANTE EXERCÍCIOS	25
1.3 PADRÕES DE MOVIMENTO NA BASE DO TREINO FUNCIONAL	28
1.3.1 EXERCÍCIO <i>PUSH-UP</i> E AS SUAS VARIANTES	30
1.3.2 ATIVIDADE MUSCULAR DURANTE A REALIZAÇÃO DE EXERCÍCIOS <i>PUSH-UP</i>	31
1.4 FADIGA NEUROMUSCULAR	34
1.5 ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE	35
1.5.1 CARACTERÍSTICAS DO SINAL EMG	37
1.5.2 FATORES QUE INFLUENCIAM O SINAL EMG	39
1.5.3 AQUISIÇÃO DO SINAL EMG	40
1.5.4 PROCESSAMENTO E ANÁLISE DO SINAL EMG	41
2 CAPÍTULO II – OBJETIVOS E HIPÓTESES	43

2.1. ENQUADRAMENTO DO PROBLEMA	44
2.2. OBJETIVOS	44
2.3. HIPÓTESES	45
<u>3 CAPÍTULO III – MATERIAL E MÉTODOS</u>	<u>46</u>
3.1. PROTOCOLO	47
3.1 CARATERIZAÇÃO DA AMOSTRA	47
3.2 CARACTERIZAÇÃO DA SESSÃO EXPERIMENTAL	48
3.3 RECOLHA E ANÁLISE DOS DADOS	49
3.3.1 RECOLHA DO SINAL EMG	50
3.3.2 RECOLHA DOS DADOS CINEMÁTICOS	51
3.4 ANÁLISE E TRATAMENTO DO SINAL EMG	53
3.5 ANÁLISE E TRATAMENTO DOS DADOS CINEMÁTICOS	53
3.6 TRATAMENTO ESTATÍSTICO	54
<u>4 CAPÍTULO IV – RESULTADOS</u>	<u>56</u>
4.1 VARIÁVEIS CINEMÁTICAS	57
4.1.1 PERÍODO PRÉ-EXAUSTÃO	57
4.1.2 PERÍODO EXAUSTÃO	59
4.2 ATIVIDADE MUSCULAR DOS AGONISTAS	60
4.2.1 PERÍODO PRÉ-EXAUSTÃO	60
4.2.2 PERÍODO EXAUSTÃO	63
4.3 ATIVIDADE MUSCULAR DOS ANTAGONISTAS	66
4.3.1 PERÍODO PRÉ-EXAUSTÃO	66
4.4.2 PERÍODO EXAUSTÃO	67
4.4 ATIVIDADE MUSCULAR DOS ESTABILIZADORES	68
4.4.1 PERÍODO PRÉ-EXAUSTÃO	68
4.4.2 PERÍODO EXAUSTÃO	70
<u>5 CAPÍTULO V – DISCUSSÃO DOS RESULTADOS</u>	<u>73</u>
5.1 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS PRÉ-EXAUSTÃO	74
5.1.1 MÚSCULOS AGONISTAS	74

5.1.2	MÚSCULOS ANTAGONISTAS	76
5.1.3	MÚSCULOS ESTABILIZADORES	78
5.2	DISCUSSÃO DOS RESULTADOS DA CONDIÇÃO EXAUSTÃO	80
6	<u>CAPÍTULO VI – CONCLUSÕES</u>	83
6.1	CONCLUSÕES	84
6.2	SUGESTÕES PARA FUTUROS ESTUDOS	85
	<u>BIBLIOGRAFIA</u>	86

Índice de Figuras

Figura 1 - Pirâmide modelo no desenvolvimento das características físicas básicas [adaptado de frank dick (1984) in radcliffe (2007)].	19
figura 2 - Triângulo funcional utilizando o levantamento como exemplo padrão [adaptado de collins (2012)].	29
figura 3 - Push-up standard.	30
figura 4 - Push-up na bola suíça.	30
figura 5 - Push-up no trx.	31
figura 6 - Push-up na bosu.	31
figura 7 – Exemplo do espectro de frequência do sinal emg [adaptado de de luca (2002)].	38
figura 8 - Colocação do elétrodo entre o ponto motor e o ponto de inserção [adaptado de de luca (2002)].	41
figura 9 – Exemplo da execução do exercício <i>push-up</i> em superfície estável (a e b) e do exercício de <i>push-up</i> em superfície instável bosu (c e d).	49
figura 10 - Colocação dos elétrodos de superfície e dos marcadores refletos.	50
figura 11 - Modelo anatômico de corpo inteiro para colocação dos marcadores refletos.	52
figura 12 - Média e respetivo erro padrão da duração temporal das quatro fases cinemáticas [descendente - aceleração (da); descendente - desaceleração (dd), ascendente - aceleração (aa) e ascendente-desaceleração (ad)] - § ($p < 0.05$).	58
figura 13 - Média e respetivo erro padrão da velocidade vertical do tronco observada durante as quatro fases cinemáticas [descendente-aceleração (da); descendente-desaceleração (dd), ascendente-aceleração (aa) e ascendente-desaceleração (ad)]. * - velocidade vertical do tronco observada nas fases aa e ad significativamente diferentes da observada nas fases da e dd. § - velocidade vertical do tronco observada na fase da significativamente inferior à observada na fase dd ($p < 0.01$).	58
figura 14 - Média e respetivo erro padrão da duração temporal das quatro fases cinemáticas [descendente-aceleração (da); descendente-desaceleração (dd), ascendente-aceleração (aa) e ascendente-desaceleração (ad)] do exercício <i>push-up</i> realizado numa superfície estável (pu estável) ou numa superfície instável (pu instável) durante o protocolo de exaustão. * - duração da fase ad do pu instável significativamente superior à do pu estável ($p=0.005$).	59
figura 15 - Média e respetivo erro padrão da atividade muscular normalizada das porções clavicular, esternal e condral do grande peitoral para as quatro fases cinemáticas [descendente aceleração (da); descendente desaceleração (dd), ascendente aceleração (aa) e ascendente desaceleração (ad)] do exercício push-up realizado numa superfície estável (a) ou numa superfície instável (b), na condição pré-exaustão. # - atividade muscular das porções esternal e condral do grande peitoral significativamente diferente em todas as fases cinemáticas ($p < 0.001$). * - atividade muscular da porção clavicular do grande peitoral durante a fase ad significativamente diferente as restantes ($p < 0.001$). § - atividade muscular da porção clavicular significativamente diferente da atividade muscular das porções esternal e condral do grande peitoral.	61

figura 16 - Média e respetivo erro padrão da atividade muscular porções clavicular, esternal e condral do grande peitoral para o exercício push-up realizado numa superfície estável ou numa superfície instável. * - atividade muscular média da porção clavicular significativamente superior à atividade muscular média das porções esternal e condral ($p < 0.001$). 61

figura 17 - Média e respetivo erro padrão da atividade muscular normalizada do deltoide anterior (a) e do tricípite braquial (b) para as quatro fases cinemáticas [descendente-aceleração (da); descendente-desaceleração (dd), ascendente-aceleração (aa) e ascendente-desaceleração (ad)] do exercício push-up na condição pré-exaustão. Atividade muscular do deltoide anterior: # - significativamente diferente entre as fases da, dd e ad ($p < 0.05$); * - fase aa significativamente diferente das fases da e dd ($p < 0.05$). Atividade muscular do tricípite braquial: § - significativamente diferente entre as fases da, dd e ad ($p < 0.05$); ‡ - fase aa significativamente diferente das fases da e dd ($p < 0.05$) 63

figura 18 - Média e respetivo erro padrão da atividade muscular normalizada das porções clavicular, porção esternal e condral do grande peitoral durante a realização do exercício de push-up em superfície estável (a) e superfície instável (b), nas condições de pré-exaustão e exaustão. * - na condição de exaustão a atividade muscular de todas as porções do grande significativamente superior ao observado na condição pré-exaustão ($p < 0.001$). 64

figura 19 - Média e respetivo erro padrão da atividade muscular normalizada das porções clavicular (a), esternal (b) e condral (c) do grande peitoral para as quatro fases cinemáticas [descendente-aceleração (da); descendente-desaceleração (dd), ascendente-aceleração (aa) e ascendente-desaceleração (ad)] do exercício *push-up* realizado numa superfície estável ou numa superfície instável, durante o protocolo de exaustão. § - na fase aa a atividade da porção clavicular é significativamente inferior à atividade muscular das porções esternal e condral. # - na fase ad a atividade da porção condral é significativamente superior à atividade muscular da porção esternal. * - na fase aa a atividade da porção clavicular é significativamente inferior à atividade muscular da porção condral ($p < 0.001$). ¥ - atividade da porção clavicular na fase ad foi significativamente superior à observada nas restantes fases ($p < 0.001$). £ - atividade das porções esternal e clavicular na fase ad foi significativamente superior à observada nas fases da e dd ($p < 0.001$). ‡ - atividade das porções esternal e clavicular na fase aa foi significativamente superior à observada na fase dd ($p < 0.001$). 65

figura 20 - Média e respetivo erro padrão da atividade muscular normalizada do trapézio superior (a) e do grande dentado (b) para as quatro fases cinemáticas [descendente-aceleração (da); descendente-desaceleração (dd), ascendente-aceleração (aa) e ascendente-desaceleração (ad)] do exercício push-up realizado em superfície estável (pu estável) e em superfície instável (pu instável) durante a condição pré-exaustão. § - a ativação do trapézio superior observado nas fases da e aa durante o exercício pu instável foi significativamente maior ao observado nas mesmas fases do exercício pu estável ($p < 0.001$). Na figura b, pode-se observar que a ativação do grande dentado nas fases da, dd e aa do exercício pu instável foi significativamente inferior ao observado nas mesmas fases do exercício pu estável (** - $p < 0.001$ e * - $p < 0.01$). 69

figura 21 - Média e respetivo erro padrão da atividade muscular normalizada do eretor da espinha (a) e do oblíquo externo (b) para as quatro fases cinemáticas [descendente-aceleração (da); descendente-desaceleração (dd), ascendente-aceleração (aa) e ascendente-desaceleração (ad)] do exercício push-up realizado em superfície estável (pu estável) e em superfície instável (pu instável) durante a condição pré-exaustão. § - a ativação do eretor da espinha observado nas fases da e aa do exercício pu instável foi significativamente maior ao observado nas mesmas fases para exercício pu estável ($p < 0.05$). 70

figura 22 - Média e respetivo erro padrão da atividade muscular normalizada do eretor da espinha (a) e do oblíquo externo (b) para as quatro fases cinemáticas [descendente-aceleração (da); descendente-desaceleração (dd), ascendente-aceleração (aa) e ascendente-desaceleração (ad)] do exercício push-up realizado em superfície estável (pu estável) e em superfície instável (pu instável) durante a condição pré-exaustão. § - a ativação do eretor da espinha

observado nas fases da e aa do exercício pu instável foi significativamente maior ao observado nas mesmas fases para exercício pu estável ($p < 0.05$).

72

Índice de Quadros

Tabela 1 – Do exercício tradicional para o funcional (miller e herkimer, 2012).....	29
Tabela 2 - Localização e orientação dos elétrodos no músculo [adaptado de hermens et al., (1999) e konrad (2005)].	51
Tabela 3 - Tabela de referência dos marcadores refletores colocados nos pontos anatômicos do lado direito (r) e lado esquerdo (l).	52
Tabela 4 - Valores médios e respetivo desvio padrão da duração temporal e da velocidade vertical do tronco obtidos durante as quatro fases cinemáticas [descendente - aceleração (da); descendente - desaceleração (dd), ascendente - aceleração (aa) e ascendente-desaceleração (ad)] dos exercícios de push-up em superfície estável e instável, durante o período pré-exaustão.	57
Tabela 5 - Valores médios e respetivo desvio padrão da velocidade vertical do tronco ($m.s^{-1}$) nas quatro fases cinemáticas [descendente-aceleração (da); descendente-desaceleração (dd), ascendente-aceleração (aa) e ascendente-desaceleração (ad)] do exercício push-up realizado numa superfície estável (pu estável) ou numa superfície instável (pu instável) durante o protocolo de exaustão	60
Tabela 6 - Valores médios e respetivo desvio padrão da atividade muscular do deltoide anterior e trícpite braquial nas quatro fases cinemáticas [descendente-aceleração (da); descendente-desaceleração (dd), ascendente-aceleração (aa) e ascendente-desaceleração (ad)] do exercício push-up realizado numa superfície estável ou numa superfície instável, na condição pré-exaustão.	62
Tabela 7 - Valores médios e respetivo desvio padrão da atividade muscular do deltoide anterior e trícpite braquial nas quatro fases cinemáticas [descendente-aceleração (da); descendente-desaceleração (dd), ascendente-aceleração (aa) e ascendente-desaceleração (ad)] do exercício push-up realizado numa superfície estável ou numa superfície instável, na condição exaustão....	66
Tabela 8 - Valores médios e respetivo desvio padrão da atividade muscular do grande dorsal e do bícpite braquial nas quatro fases cinemáticas [descendente-aceleração (da); descendente-desaceleração (dd), ascendente-aceleração (aa) e ascendente-desaceleração (ad)] do exercício push-up realizado numa superfície estável ou numa superfície instável, na condição pré-exaustão.	67
Tabela 9 - Valores médios e respetivo desvio padrão da atividade muscular do grande dorsal e do bícpite braquial nas quatro fases cinemáticas [descendente-aceleração (da); descendente-desaceleração (dd), ascendente-aceleração (aa) e ascendente-desaceleração (ad)] do exercício push-up realizado numa superfície estável ou numa superfície instável, na condição exaustão.	68
Tabela 10 - Valores médios e respetivo desvio padrão da atividade muscular do trapézio superior e do grande dentado nas quatro fases cinemáticas [descendente aceleração (da); descendente desaceleração (dd), ascendente aceleração (aa) e ascendente desaceleração (ad)] do exercício push-up realizado numa superfície estável ou numa superfície instável, durante a condição de exaustão.	71

Resumo

O *push-up* (PU) é um exercício extremamente utilizado nos programas de treino para desenvolver a força e a resistência da musculatura superior do corpo. Por se tratar de um exercício limitado ao peso corporal, têm-se desenvolvido muitas variantes com o propósito de promover o aumento da atividade dos músculos intervenientes, incluindo variantes com recurso a superfícies instáveis. Este estudo teve como principal objetivo analisar as alterações do padrão da ativação muscular (EMG) induzidas pela realização do exercício de PU em superfície estável (no solo) e PU em superfície instável (na BOSU®). Pretendeu-se ainda analisar as alterações do padrão de ativação muscular em ambos exercícios levados até à exaustão. A amostra do estudo foi constituída por 11 sujeitos voluntários (idade: 21.9 ± 4.2 ; peso: 73.6 ± 5.9 ; estatura: 175 ± 5.0 cm), praticantes da modalidade de atletismo, familiarizados com o exercício de *push-up*. Numa primeira situação - condição pré-exaustão - os sujeitos realizaram 5 repetições de cada um dos exercícios de *push-up* (estável vs. instável). Em seguida, repetiram cada um dos exercícios até à exaustão (condição exaustão). Em simultâneo, foram recolhidos dados cinemáticos (sistema análise do movimento 3D da *Qualisys* Suécia) e sinais de EMG de músculos agonistas (porções clavicular, esternal e condral do grande peitoral, deltoide anterior, tricípite braquial), de músculos antagonistas (grande dorsal, bicípite braquial) e músculos estabilizadores (grande dentado, trapézio superior, oblíquo externo e eretor da espinha). Os resultados demonstraram que, dos músculos agonistas apenas a magnitude da ativação do tricípite braquial foi distinta entre exercícios ($p < 0.001$). No PU instável, o tricípite braquial apresentou maiores níveis de ativação do que no PU estável ($70.13 \pm 29.03\%$ e $58.62 \pm 25.31\%$, respetivamente). Relativamente ao comportamento dos músculos antagonistas, o exercício PU instável induziu uma maior atividade do bicípite braquial e do grande dorsal quando comparado com o exercício PU estável ($p < 0.05$, para ambos músculos). No que concerne aos músculos estabilizadores, observou-se que a ativação do trapézio superior durante o PU instável foi, em média, 37.79% superior ao observado no exercício PU estável ($p < 0.01$). Pelo contrário o grande dentado apresentou uma ativação média significativamente superior no exercício PU instável, comparativamente ao estável (+14.71%; $p=0.01$). Para o oblíquo externo não se verificaram diferenças na atividade muscular entre exercícios ($p = 0.23$), ao longo das várias fases cinemáticas ($p = 0.80$). Contudo o eretor da espinha foi significativamente superior no exercício PU instável ($p=0.01$), comparativamente ao PU estável.

Não condição exaustão, apesar da ativação muscular aumentar significativamente para todos os músculos, não foram observadas diferenças significativas no padrão de ativação induzido pelos dois tipos de exercícios. Os resultados permitem concluir que a utilização da BOSU® (superfície instável) altera o padrão de ativação de músculos antagonistas, músculos estabilizadores do ombro, bem como de músculos agonistas, em particular do tricípite braquial.

Palavras-chave: *Push up*; superfícies instáveis, superfície estável, EMG, comportamento neuromuscular

Abstract

The push-up (PU) is one of the most common exercises used in the strength training programs for the upper body parts. Because it is limited to the body weight, it has been developed many alternatives in order induce increased activity of the involved muscles. This includes variants with use of unstable surfaces. This study aimed to analyze the changes in the muscle activity pattern induced by either performing PU exercise on a stable surface (on the ground) or performing PU on an unstable surface (on the BOSU®). Additionally, it was intended to analyze the pattern of changes in muscle activation induced by both exercises performed until exhaustion. Eleven voluntary male subjects (age, mean \pm SD: 21.9 \pm 4.2 yrs), familiarized with the push-up's exercises, has been recruited for this study. It was asked to the subjects to perform firstly 5 repetition of each push-up exercise (stable vs. unstable surfaces), corresponding to the pre-exhaustion condition. Then they performed each exercise until exhaustion (exhaustion condition). The electromyographic activity (EMG) from the agonist muscles (clavicular, sternal and chondral portion of pectoral major, triceps brachii and anterior deltoid), the antagonist muscles (latissimus dorsi and biceps brachii) and the stabilizer muscles (serratus anterior, superior trapezius, external oblique and erector spinae) has been collected with eleven wireless surface electrodes and simultaneously has been collected kinematic data. The results showed that, from the agonist muscles, only the activation magnitude of the triceps brachii has been affected by the exercise type ($p < 0.001$). In the stable PU exercise the triceps brachii showed higher activation levels than in stable PU (70.13 \pm 29.03% and 58.62 \pm 25.31%, respectively). Regarding to the antagonist muscles behavior, the unstable PU exercise induced a higher activity of the brachial biceps and the latissimus dorsi compared to the stable PU exercise ($p < 0.05$ for both muscles). In addition for stabilizer muscles, it was observed that the upper trapezius activation during unstable PU was, on average, 37.79% higher than in the stable PU exercise ($p < 0.01$). Instead, for the serratus anterior the activation level was, on averaged, significantly higher in the unstable PU exercise than in the stable PU (+ 14.71%, $p = 0.01$). For the external oblique there were no differences in muscle activity between exercises ($p = 0.23$), throughout the various stages cinematic ($p = 0.80$). However the erector spinae was significantly higher in unstable PU exercise ($p = 0.01$) compared to stable PU.

In the condition exhaustion, despite the muscle activation to significantly increase for all analyzed muscles, no significant differences were observed in the activation pattern induced by the two types of exercises led to exhaustion. The results indicate that performing the push up on an unstable surface (BOSU) changes the pattern of activation of antagonist muscles, shoulder stabilizer muscles and agonist muscles, particularly the brachial triceps activation.

Key words: *Push up*; unstable surfaces, stable surfaces, EMG, neuromuscular behavior

Lista de Abreviaturas e Símbolos

PU – *Push-up*

EMG – Eletromiografia

© - Assinatura

® - Marca Registrada

UM – Unidades Motoras

ACSM – *American College of Sports Medicine*

VO₂ – Volume de Oxigênio

VO₂ máx – Volume de Oxigênio Máximo

RM – Repetição Máxima

NSCA – *National Strength and Conditioning Association*

SNC – Sistema Nervoso Central

η^2 – Eta² parcial

op – poder observado

p – nível de significância

BOSU – *Booth Sides Up*

Introdução

A importância do movimento para o ser humano pode ser definida de acordo com diferentes perspectivas. Na área do *fitness*, o movimento expressa-se através de ações motoras voluntárias planejadas e estruturadas com o objetivo de potencializar ou preservar uma ou mais componentes da aptidão física (ACSM, 2010). Segundo a organização mundial de saúde (OMS, 2015), este tipo de atividade é definido como exercício físico e visa essencialmente a melhoria da qualidade de vida e saúde dos indivíduos que o praticam. Distingue-se assim da atividade física utilitária (associada às tarefas do dia-à-dia) ou da prática de desporto. Contudo, o exercício físico deve ser prescrito de forma a promover a máxima transferência dos ganhos da aptidão física para a maior eficiência na realização das atividades do dia-a-dia ou das atividades desportivas (Guiselini, 2009; Collins, 2012). Nas últimas décadas tem sido desenvolvidas diferentes metodologias de treino com vista a este objetivo central, das quais se destaca o treino funcional que recorre a um conjunto variado de equipamentos alternativos.

O conceito de Treino Funcional tem crescido na indústria do *fitness* e refere-se a algo capaz de cumprir um propósito, isto é, ter um efeito positivo sobre as atividades desportivas e as tarefas diárias (Fields, 2011). Outros referem o treino funcional como a capacidade de cumprir uma função, ou seja, a ação para a qual o atleta ou indivíduo está especialmente preparado (Collins, 2012; Miller e Herkimer, 2012). O treino funcional promove a melhoria do equilíbrio, mobilidade e força muscular com o objetivo de melhorar e aumentar a aptidão física e a eficiência do indivíduo durante a realização de atividades quotidianas ou desportivas (Guiselini, 2009). Isto é alcançado através de um equilíbrio da força entre agonistas (primeiros músculos responsáveis pelo movimento), antagonistas (músculos opostos) e músculos assistentes (que assistem os músculos primários ou aqueles que estabilizam as articulações) (Collins, 2012).

A par disso o treino funcional é essencialmente caracterizado por exercícios que integram os padrões movimento humano (Fields, 2011), nomeadamente sete movimentos chave popularizados por *Paul Chek (1990 in Collins, 2012)*, são eles: agachamento, fundos, levantamento, puxar, empurrar, rodar e marchar. Assim os movimentos padrão são exercitados através de meios que promovem a sustentação corporal, estabilidade vs.

instabilidade. De entre os diferentes meios, destacam-se os materiais indutores de instabilidade como a bola suíça, a BOSU® e os discos de equilíbrio que visam proporcionar uma melhoria da coordenação durante o processo de recrutamento neuromuscular, obrigando ao ajuste automático da contração dos músculos posturais e mantendo o equilíbrio articular e postural (Prentice, 2012). Estes tipos de materiais são muitas vezes utilizados durante a realização de exercícios de força, colocando ainda maiores exigências ao sistema nervoso para o controlo do movimento tridimensional (Miller e Herkimer, 2012; Collins, 2012). Desta forma, muitos autores consideram que o treino funcional, com recurso a plataformas instáveis, permite otimizar o controlo do sistema nervoso sobre o movimento voluntário, dado que o treina para perceber e integrar com maior acuidade a informação sensorial propriocetiva (Behm et al., 2002; Anderson e Behm, 2004; Marshall e Murphy, 2006).

Em contrapartida o treino de força tradicional tende a isolar o trabalho muscular num único plano de movimento, muitas vezes condicionado por máquinas e por esta razão não é tão rico na estimulação da utilização da informação propriocetiva, indo contra a filosofia do treino funcional. Dado que a vantagem do treino com plataformas instáveis prende-se com a elevada solicitação do sistema neuromuscular, este tipo de treino representa um meio importante para estimular o aumento da força muscular (Miller e Herkimer, 2012). Além disso, o treino com superfícies instáveis é considerado uma ferramenta benéfica no âmbito da reabilitação, na prevenção de lesões e benefícios da saúde em geral (Anderson e Behm, 2004; Norwood et al., 2007; Koshida et al., 2008) uma vez que o mesmo nível de ativação pode ser obtido com uma menor resistência, reduzindo assim as forças de compressão sobre os segmentos. A melhoria da força está condicionada por transformações neurais e neuromusculares, em particular no que concerne à melhoria da coordenação intramuscular e intermuscular (Zimmermann, 2004). Contudo, a coordenação neuromuscular requer tempo e aprendizagem (Bompa e Cornacchia, 2010). Deste modo têm sido enumeradas vários perigos e desvantagens no treino da força tradicional como os riscos de lesão que podem ter origem numa técnica imperfeita ou fraqueza técnica, sobrecarga, especialização precoce, dores musculares, fadiga e perda de flexibilidade (Weineck, 2002).

Os exercícios realizados com o peso corporal, para além de serem a base do treino funcional, proporcionam maior segurança de execução e igualmente aumentos na força e na performance desportiva. O *push-up* é bastante utilizado para desenvolver a força, a potência

e a resistência da musculatura superior do corpo (Contreras et al., 2012). Contudo é limitado ao peso corporal e antropometria do indivíduo. No sentido de ultrapassar estas limitações foram desenvolvidas diferentes variantes para este exercício, incluindo variações na colocação das mãos e a utilização de materiais, nomeadamente de plataformas instáveis ou materiais de suspensão (Gouvali e Boudolos, 2005; Martins et al., 2008; Youdas et al., 2010).

Neste seguimento, compreender o padrão de ativação das várias massas musculares durante o exercício de *push-up* tradicional e suas variantes associadas à instabilidade, bem como, perceber de que forma estas podem afetar o desenvolvimento dos processos de fadiga, é determinante para uma correta prescrição do exercício físico, em particular no que concerne ao treino de força da musculatura do tronco. Para uma melhor contextualização, o presente estudo foi redigido da seguinte forma:

Capítulo 1 – A revisão bibliográfica faz o enquadramento entre o principal tema do estudo e o atual modelo de treino em que se insere. Desta forma, procuramos compreender como o exercício de *push-up* e as suas variantes funcionais, podem influenciar os padrões da ativação muscular e os processos de fadiga. Também, sendo a eletromiografia primordial na elaboração deste estudo, é determinante a compreensão do sinal elétrico e das suas características, bem como, os fatores que o influenciam e o seu processamento.

Capítulo 2 – Neste capítulo são definidos os objetivos e as hipóteses de estudo, bem como a descrição da problemática baseada em lacunas encontradas na revisão bibliográfica.

Capítulo 3 – Os Materiais e métodos utilizados, onde se insere o desenho do protocolo experimental, a caracterização da amostra e também o processamento e tratamento de dados.

Capítulo 4 – Este capítulo apresenta os resultados obtidos na experiência.

Capítulo 5 – A discussão dos resultados, onde os resultados encontrados serão comparados com resultados de estudos anteriores.

Capítulo 6 – Conclusões e considerações finais do estudo.

Capítulo I – Revisão Bibliográfica

1.1 Fundamentos do Treino Funcional

Segundo Guiselini (2009), o treino funcional corresponde a um programa pedagógico de exercícios multiarticulares que objetiva melhorar e aumentar a aptidão física do indivíduo, permitindo uma melhor execução das atividades quotidianas e desportivas. É também um método de treino que tem como objetivo melhorar a condição física, transportando os movimentos do dia-a-dia para o exercício, utilizando sobretudo o peso corporal e materiais associados à instabilidade. Visa sobretudo promover a saúde e bem-estar, performance e estética, prevenção e reabilitação de lesões, favorecendo o equilíbrio entre a força e a estabilidade (Collins, 2012).

O treino funcional incorpora um espectro completo de treino e é indicado por favorecer uma ótima resposta adaptativa ao desporto ou à atividade física praticada (Gambetta, 2002 *in* Boyle, 2004). Exige uma integração do equilíbrio e da estabilização muscular durante a produção da força e usa frequentemente movimentos em cadeia cinética fechada (Brook, 1997).

Tipicamente os programas de treino funcional introduzem quantidades controladas de instabilidade para que o atleta controle a sua própria estabilidade (Gambetta e Gary, 2002 *in* Boyle, 2004). Este método de treino adapta-se às necessidades específicas de cada pessoa, recorre a materiais como: cabos, TRX®, elásticos, discos, bolas suíças, meias bolas (BOSU®, TOGU), *Kettlebells*, entre outros, e exige sempre por parte do praticante uma correta postura (Guiselini, 2009).

O treino funcional dá ênfase ao treino de equilíbrio e é caracterizado por ações de puxar, empurrar e agachar, com exercícios contínuos que ensinam o atleta a suportar o peso corporal, em todos os planos de movimento (Boyle, 2004). Segundo Radcliffe (2007), para se obter sucesso no treino funcional, o indivíduo deve combinar três componentes fundamentais: (i) possuir força suficiente para exercer um aumento ótimo de força contra os efeitos da gravidade; (ii) executar a tarefa ao longo da maior distância permitida, mobilidade e coordenação corporal, empurrando ou puxando todo o tronco e; (iii) completar a tarefa no mínimo de espaço de tempo para uma maior eficiência do trabalho total.

Radcliffe (2007) refere ainda que a força, na forma de força aplicada, não é funcional a menos que possa ser aplicada com postura ereta e equilíbrio num ou dois apoios. Da mesma forma que a velocidade e agilidade não são funcionais se as articulações do corpo não estão móveis ou estáveis o suficiente para aplicar uma força ou mudar na direção necessária com segurança e bom desempenho.

1.1.1 Modelo de desenvolvimento do treino funcional

O treino funcional visa desenvolver a força, a resistência, a velocidade, a mobilidade, a postura e o equilíbrio. Frank Dick (1984) *in* Radcliffe (2007) criou uma pirâmide modelo para o desenvolvimento das características físicas básicas. Este modelo coloca a mobilidade (intervalo de tempo através do qual a força pode ser eficientemente aplicada) no centro da pirâmide em interação com as capacidades coordenativas (Fig.1).

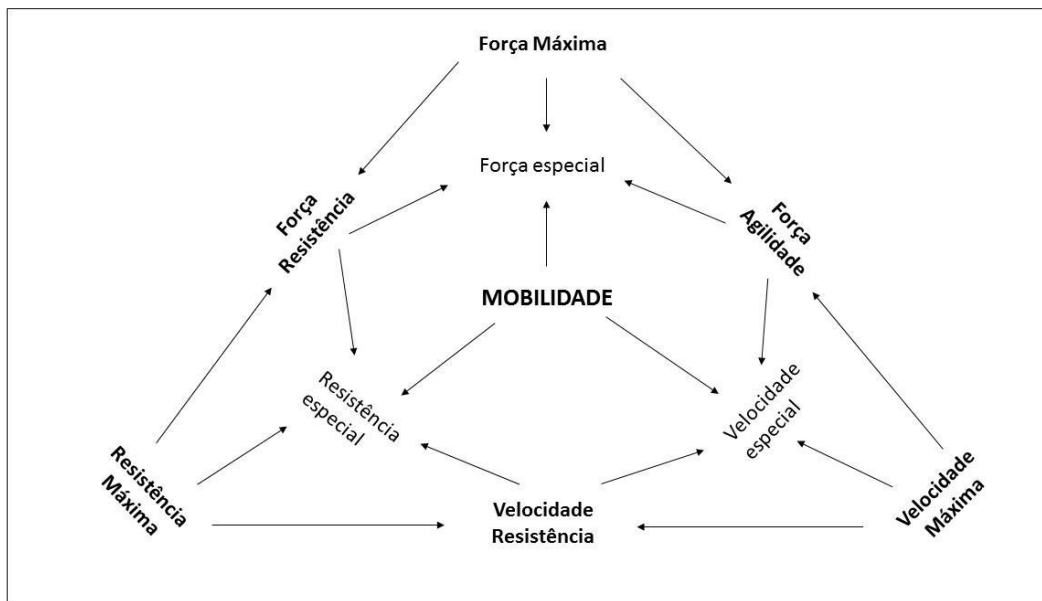


Figura 1 - Pirâmide modelo no desenvolvimento das características físicas básicas [adaptado de Frank Dick (1984) *in* Radcliffe (2007)].

Mobilidade

O desenvolvimento ótimo da mobilidade constitui um pré-requisito no rendimento das habilidades motoras desportivas específicas, acelera o processo de aprendizagem

motora e aumenta a capacidade dos desportistas executarem movimentos rápidos (Bompa, 2007; Weineck, 2002). O termo mobilidade é geralmente definido como a capacidade das articulações do nosso corpo, efetuarem ações motoras com uma grande amplitude de movimento, especialmente das grandes articulações do tronco (Dick, 1993; Mitra e Mogos, 1982; Radcliffe, 2007). Ainda Dick (1993) classifica a mobilidade em duas formas distintas: (i) a mobilidade ativa que é a capacidade para efetuar movimentos mediante a contração dos músculos que produzem movimento de forma natural e; (ii) a mobilidade passiva que se refere ao movimento realizado mediante a ação de uma força externa (movimento assistido).

A mobilidade é uma das condições elementares que permitem a execução de movimentos qualitativa e quantitativamente corretos (Harre, 1976 *in* Weineck, 2002). Além disso é importante não menosprezar o treino desta componente, treinando-a de forma contínua, independentemente do nível de mobilidade alcançado ou do tipo de desporto praticado (Bompa, 2007). O treino da mobilidade deve obedecer também a princípios de treino como a especificidade, carga e reversibilidade, compreendendo sempre ações específicas das articulações que o atleta deve dominar (Dick, 1993).

Força muscular

A força representa a capacidade de vencer uma resistência dependendo essencialmente da contração muscular e/ou modificar o estado de repouso ou de movimento de um corpo (Castelo et al., 1998). Noutros termos a força é a capacidade de aplicar vigor ou gerar tensão (Bompa, 2007). As diferentes formas de manifestação da força muscular, permite-nos identificar quais as componentes da força que são trabalhadas durante o processo de treino (Castelo et al., 1998). De acordo com as recomendações do *American College Sports Medicine* (ACSM, 2010), para a população em geral, o desenvolvimento da força muscular agrupa-se em três categorias: força máxima, força explosiva e força de resistência. Também Castelo et al. (1998), Mitra e Mogos (1982), e Weineck (2002) distinguiram globalmente a força nas três categorias.

Por força máxima entende-se o valor mais elevado de força que o sistema neuromuscular é capaz de produzir numa contração voluntária máxima (Weineck, 2002),

independentemente do fator tempo, e contra uma resistência inamovível (Schmidtbleicher, 1985 *in* Castelo et al., 1998).

A força explosiva ou força-velocidade é o maior impulso possível que o sistema neuromuscular produz num determinado período de tempo (Castelo et al., 1998). É igualmente a capacidade de superar uma resistência ou movimentar um corpo com o máximo velocidade de contração possível (Weineck, 2002).

A força resistência representa-se por uma capacidade mista de força e resistência, possibilitando a realização esforços de força em atividades de média e longa duração, resistindo à fadiga e mantendo o funcionamento muscular em níveis elevados (Castelo et al., 1998).

Resistência aeróbia

A resistência aeróbia está fundamentalmente relacionada com a fadiga e a recuperação do atleta, influenciando o rendimento. A resistência refere-se à capacidade do sujeito executar um trabalho muscular durante um determinado tempo e a uma certa intensidade (Bompa, 2007), sem que diminua a sua eficácia (Verkhoshansky, 2002).

Para Weineck (2002), a resistência é a capacidade psíquica e física do desportista resistir à fadiga. Esta varia em função das diferentes formas de manifestação, que combinam com a resistência-força e a resistência-velocidade (Bompa, 2007; Verkhoshansky, 2002). Por resistência-velocidade entende-se a capacidade de resistir à instalação de fadiga mantendo a fase de velocidade máxima, durante um intervalo de tempo prolongado (Castelo et al., 1998; Weineck, 2002).

Velocidade

A velocidade é um complexo condicional das capacidades coordenativas, que diferem nos vários tipos de desporto. Para Castelo et al. (1998), a velocidade representa a capacidade de realizar ações motoras em determinadas condições e no mínimo de tempo possível, caracterizando-se por mudanças rápidas do estado de contração e de descontração dos diferentes grupos musculares. Já Grosser (1991) *in* Weineck (2002) define que a velocidade no desporto é uma capacidade, com fundamento em processos cognitivos,

na máxima força e na funcionalidade do sistema neuromuscular alcançar a maior velocidade possível de movimento e de reação, sob condições previamente dadas. A velocidade é uma forma de exigência superior, que tal como a mobilidade se integra em todas as componentes da condição física e também as capacidades coordenativas (Weineck, 2002).

A força, a resistência e a velocidade, com a mobilidade no centro da pirâmide, criam entre si fortes relações entre os principais aspetos que condicionam o treino. Além disso a mobilidade está diretamente relacionada com a postura, que é um dos mecanismos essenciais relacionados com o treino funcional.

Postura

A postura é uma das principais estruturas que sustém o corpo em equilíbrio (Nasher, 1981; Winter, 1995 e Barela, 2000 *in* Costa et al., 2009) ou a forma como mantemos o posicionamento do nosso corpo (Radcliffe, 2007). A postura não é considerada como um estado estático, mas resulta da interação dinâmica entre o objetivo da tarefa e o meio (Horak e Macpherson, 1996 *in* Almeida, 2007).

O controlo do tronco ou controlo postural é uma componente essencial na realização das atividades funcionais e deve proporcionar ao mesmo tempo estabilidade e mobilidade (Horak e Macpherson, 1996 *in* Almeida, 2007). Treinar com movimentos que atendem à postura adequada, equilíbrio, estabilidade e mobilidade, também envolve os músculos do *core*, portanto quase todo o treino funcional é treino do *core* (Radcliffe, 2007).

O termo *core* é frequentemente usado pelos profissionais do *fitness* em conjunto com o termo funcional (Boyle, 2004; Willardson, 2014). O core anatómico pode ser definido como a região do tronco que inclui partes do esqueleto (caixa torácica, coluna vertebral, cintura pélvica e cintura escapular) associados a tecidos passivos (cartilagens e ligamentos), e músculos ativos (reto abdominal, oblíquo externo, transverso abdominal, eretores da espinha, lombares, glúteos e reto femoral) que controlam ou impedem o movimento nessa região do corpo (Behm et al., 2010a, 2010b *in* Willardson, 2014).

Embora a funcionalidade de um exercício é frequentemente baseada em opiniões subjetivas, os exercícios são considerados funcionais, ou possuem maior transferência,

quando os músculos do *core* estão envolvidos em conjunto com ações das extremidades altas e baixas do corpo, traduzindo-se numa melhoria da performance desportiva, da rigidez do tronco e permitindo ao atleta executar movimentos (puxar, empurrar, pontapear ou arremessar) com mais força (Willardson, 2014).

1.2 Estabilidade vs. instabilidade

É raro encontrar um desporto ou atividade física que não envolva equilíbrio e estabilidade. Quando algumas partes do corpo se movem numa direção, as outras partes necessitam de estabilizar e de resistir ao movimento. Essa resistência é conhecida como estabilidade e é um componente vital do movimento (Miller e Herkimer, 2012).

A capacidade para manter o corpo estável está relacionada com a habilidade para retomar ou manter o estado de equilíbrio, desta forma, equilíbrio e estabilidade corporal são descritos como um só fenómeno (Kibler et al., 2006 *in* Willardson, 2014). Existem dois tipos de equilíbrio: estático e dinâmico. O treino funcional lida com o equilíbrio dinâmico, trabalhando constantemente a habilidade de manter o equilíbrio, com mudanças rápidas de direção e execução de exercícios num ou dois apoios (Radcliffe, 2007).

O sistema neuromuscular ajuda também a manter o equilíbrio. O equilíbrio pode ser debilitado com o desuso, postura indigente, fraqueza muscular, articulação disfuncional ou após lesão (McGuine, 2000 *in* Miller e Herkimer, 2012).

O treino com materiais instáveis envolve a realização de exercícios em plataformas ou objetos que desafiam o equilíbrio do utilizador. Treinar em suspensão, como por exemplo com o TRX® ou superfícies instáveis no caso da bola suíça ou da BOSU®, induz diferentes graus de instabilidade e pode ser útil na prevenção de lesões, reabilitação e benefícios de saúde em geral (Contreras et al., 2012; Anderson e Behm, 2004; Norwood et al., 2007; Koshida et al., 2008). Também, adicionar instabilidade ao exercício certo torna-o mais efetivo, porque além de fazer o movimento contra uma resistência o corpo deve manter o equilíbrio (Miller e Herkimer, 2012). Outros autores referem também que a instabilidade aplicada ao treino de resistência traz maiores benefícios que o treino de

resistência tradicional. Isto porque coloca maior exigência sobre o sistema neuromuscular, melhorando o equilíbrio e a coordenação associada realização de ações motoras desportivas ou à reabilitação (Behm et al., 2002). Contudo, o treino com superfícies instáveis pode alterar as estratégias de ativação muscular, podendo afetar a performance ou levar à perda de capacidade de aplicar força (Anderson e Behm, 2004; Goodman et al., 2008; Koshida et al., 2008; Zemková et al., 2012).

1.2.1 Impacto sobre a força e velocidade

Os novos padrões de movimento, especialmente aqueles realizados em superfícies instáveis, são geralmente aprendidos a baixa velocidade, que resulta na contradição do treino específico pois a grande maioria dos desportos são desempenhados a alta velocidade (Behm 1995; Behm e Sale 1993 *in* Willardson, 2014).

A capacidade de exercer força ou gerar velocidade durante a realização de exercícios em instabilidade tem gerado controvérsia na literatura, porque com a instabilidade parece haver um declínio da força e da potência. Muitos estudiosos destacam as limitações do uso do treino em plataformas instáveis no desenvolvimento da força (Anderson e Behm, 2004; Behm et al., 2002; Koshida et al., 2008). Estes autores concluíram que a produção de força muscular diminui significativamente quando exercícios, como o agachamento e o supino, são realizados em superfícies instáveis. Anderson e Behm (2004) verificaram uma diminuição de cerca de 60% da força quando o supino é realizado numa bola suíça comparativamente com o supino tradicional isométrico. Já Koshida et al. (2008) sugerem que o pequeno decréscimo na força, potência e velocidade (6% a 10%) com o supino realizado numa bola suíça (50% de 1RM) pode não comprometer os efeitos de treino. Contudo o possível benefício pode ser mais aplicável para o treino de resistência muscular do que para o treino de força máxima e hipertrofia (Koshida et al., 2008).

Por outro lado, estudos demonstram as vantagens de desempenhar exercícios como o supino, o *push-up*, o *curl-up* e o agachamento em plataformas instáveis, podem aumentar a atividade da musculatura do tronco sem implicar o movimento de cargas elevadas (Koshida et al., 2008; Marshall e Murphy 2006; Vera-Garcia et al., 2000; Contreras et al., 2012; Zemková et al., 2012). Isto indica-nos que o tipo de ação muscular, o desempenho da força e da velocidade são afetados pela utilização de plataformas instáveis. Contudo,

segundo Behm et al. (2002), embora o treino em superfícies instáveis possa levar ao aumento da estabilização muscular através dos músculos do tronco, pode não proporcionar uma carga adequada para os ganhos da força, potência e hipertrofia dos músculos responsáveis pelo movimento principal.

1.2.2 Atividade muscular durante exercícios

A ativação dos músculos estabilizadores do tronco tem-se assumido como a principal característica dos exercícios de resistência realizados sob condições instáveis (Zemková, 2012). Isto revela que o treino de resistência, com recurso aos materiais que promovam a instabilidade, facilita as adaptações neurais dos músculos estabilizadores e resulta numa melhoria da estabilidade do tronco (Koshiba et al., 2008). A realização de exercícios em condições instáveis promove também uma maior ativação quer dos músculos antagonistas (Behm et al., 2002) e/ ou sinergistas e estabilizadores (Norwood et al., 2007) em torno das articulações, promovendo desta forma uma maior estabilidade articular.

1.2.2.1 Atividade dos músculos do core

Múltiplos aparelhos têm sido introduzidos para desafiar a instabilidade e consequentemente a atividade dos músculos do *core*. Segundo a *National Strength and Conditioning Association* (NSCA, 2014), acredita-se que trabalhar os músculos do *core* em plataformas instáveis resulta numa transição positiva da performance para as tarefas funcionais. Vários estudos têm demonstrado que executar exercícios em superfícies instáveis aumentam a atividade muscular *core* quando comparados com os mesmos exercícios realizados em condições estáveis (Vera-Garcia et al., 2000; Anderson e Behm, 2004; Marshall e Murphy, 2006; Norwood et al., 2007). Por exemplo, Vera-Garcia et al. (2000) avaliaram a atividade muscular do reto abdominal e do oblíquo externo, durante a realização do *curl-up* estável vs. instável, verificando que a realização do *curl-up* na bola suíça aumentou significativamente a ativação do reto abdominal (35% vs. 21%) e do oblíquo externo (10% vs. 5%) em relação ao *curl-up* desempenhado num banco estável.

Marshall e Murphy (2006) relataram uma atividade muscular do deltoide e do abdominal significativamente maior durante a realização do exercício de supino com halteres na bola suíça, quando levantado a 60% de uma repetição máxima (1 RM). Norwood et al. (2007) reportaram também que durante exercícios com superfícies instáveis a ativação do *core* pode ser alcançada com uma menor intensidade de carga. No seu estudo eletromiográfico sobre o exercício de supino realizado com uma barra de ferro (9.1kg), verificaram que os músculos do grande dorsal, oblíquo interno e eretores da espinha aumentaram significativamente a sua atividade, quando executados sob duas condições instabilidade (bola suíça; bola suíça e BOSU® simultaneamente).

Para Radcliffe (2007) a força abdominal é o bloco de construção de desenvolvimento primário e a base para todos os outros trabalhos de força. Todos os movimentos fortes começam com os músculos *core*. O primeiro objetivo do treino abdominal é para desenvolver as áreas do corpo que são responsáveis pela iniciação e coordenação do movimento. O aumento do nível de instabilidade, no treino com pesos livres, resulta no acréscimo da atividade dos músculos do *core*. Este acréscimo de atividade pode ser descrita como a capacidade dos músculos do *core*, em particular dos abdominais, trabalharem de maneira eficiente e coordenada para manter o alinhamento correto da coluna e da pélvis enquanto os membros se movem (Collins, 2012).

Ainda Collins (2012) refere que a realização de exercícios em superfícies instáveis melhoram em muito a ativação muscular, comparativamente com a realização de exercícios no solo, porque esta ênfase adicional do *core* terá uma maior transferência no desempenho e na força de forma funcional. Assim, na perspectiva de saúde ou de reabilitação pode-se alcançar maior ativação muscular dos músculos do *core*, com intensidades de carga baixa, em superfícies instáveis (Anderson e Behm, 2004).

1.2.2.2 Atividade dos músculos agonistas e antagonistas

Perceber os mecanismos de interação entre os músculos agonistas / antagonistas, bem como a forma como operam nos processos de coativação, nomeadamente em condições de estabilidade e instabilidade, é importante para um melhor entendimento dos

movimentos em exercícios distintos. Vários estudos relatam perdas de potência na fase de contração muscular (agonistas) quando os exercícios são executados com plataformas instáveis (Behm et al., 2002; Zemková et al., 2012).

No estudo de Zemková et al. (2012) registaram uma grande perda de potência na fase concêntrica do movimento, quando o supino foi realizado numa bola suíça comparativamente com supino tradicional (13,2% e 7,7%, respetivamente), e no agachamento quando executado na BOSU® em comparação com o solo (10,3% e 7,2%, respetivamente). Behm et al. (2002) verificaram que no exercício de extensão de perna foi realizado numa bola suíça comparativamente com a realização num banco estável, os músculos agonistas apresentaram perdas na potência de contração do quadríceps (-70,5%) e dos flexores plantares (-20,2%). Por outro lado os isquiotibiais (músculos antagonistas) apresentaram um aumento de 29,1% quando o exercício foi realizado em circunstâncias instáveis.

Num outro estudo de extensão da perna, Kellis (1999) examinou os efeitos de fadiga dos músculos agonistas e antagonistas em diferentes ângulos e concluiu que durante a fase concêntrica o músculo agonista diminuiu a sua habilidade para manter a máxima força. Por outro lado o músculo antagonista demonstrou uma atividade EMG considerável durante todo o teste, o que sugere que a fadiga não teve um efeito direto sobre o músculo antagonista.

Neste seguimento, a realização de exercícios em condições instáveis podem resultar na diminuição da produção de força dos membros e da ativação dos músculos agonistas, ainda assim no aumento da atividade dos músculos antagonistas (Behm et al., 2002).

1.3 Padrões de movimento na base do treino funcional

Os padrões de movimento representam ações que os humanos realizam há milhares de anos e o treino funcional utiliza esses movimentos para ajudar na execução das tarefas da vida diária. Treinar movimentos e não músculos é um dos princípios mais importantes do treino funcional. Collins (2012) sugere nove movimentos padrão fundamentais:

1. Agachar
2. Levantar
3. Empurrar
4. Puxar
5. Rodar
6. Esmagar
7. Transportar cargas em movimento
8. Marcha e locomoção
9. Lutar

Para que o treino seja funcional, deve ser dada ênfase ao uso de várias articulações nos diferentes padrões de movimento (Fields, 2011). Os movimentos multiarticulares que integram os grupos musculares dentro dos três planos de movimento são considerados mais funcionais (Gambetta e Gary, 2002 *in* Boyle, 2004), melhoram a mobilidade articular, aumentam a ativação muscular e são muito eficientes na reabilitação (Collins, 2012).

Para Collins (2012) a capacidade funcional dos padrões de movimento é o produto da força aplicada e da amplitude funcional. Assim ele representa a capacidade funcional de cada indivíduo num padrão de movimento particular usando o triângulo funcional (Fig. 2). Neste exemplo do triângulo funcional, a altura representa a máxima força que o indivíduo pode produzir num levantamento e a largura é representada pela amplitude que o indivíduo demonstra neste padrão de movimento. Por esta razão os exercícios multiarticulares, realizados com pesos livres, permitem um trabalho tridimensional com uma amplitude de movimento mais completa, sendo considerados mais eficazes no desenvolvimento das diferentes manifestações da força (Siff e Verkhoshansky, 2000). A realização de exercícios multiarticulares são a melhor combinação no treino da força para aumentar a capacidade do corpo ativar músculos específicos, proporcionar maior estabilidade, equilíbrio e melhorias na coordenação em geral (Cervera, 1996).

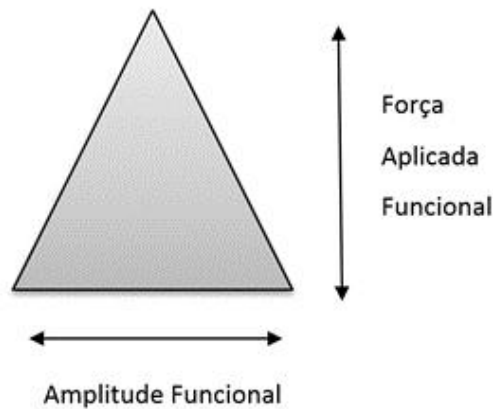


Figura 2- Triângulo Funcional utilizando o levantamento como exemplo padrão [adaptado de Collins (2012)].

Um exercício funcional deve permitir movimentos multiplanares e deve ser de cadeia cinética fechada, requerendo estabilidade através de uma ou mais regiões de transferência (anca, tronco, ou ombros) (Miller e Herkimer, 2012). A tabela 1 tem alguns exemplos de exercícios com passagem do treino tradicional para o funcional.

Tabela 1 – Do exercício tradicional para o funcional (Miller e Herkimer, 2012).

Tradicional	Funcional
Prensa de pernas	Agachamento unilateral
Prensa de ombros militar	Prensa de ombros c/ halteres num apoio
Push-up	Push-up c/ pés apoiados na bola suíça e na BOSU®, ou em suspensão no TRX®
Flexão das pernas em máquina	Flexão das pernas c/ bola suíça
Remada horizontal em máquina	Remada c/ cabos num apoio (posição em pé)
Gêmeos em máquina	Gêmeos num apoio c/ rotação do quadril segurando halteres
Abdominais	Abdominais com os pés em suspensão no TRX®

Por exemplo, o exercício de *push-up* pode ser realizado com recurso a variações corporais, o uso de superfícies instáveis, de suspensão e aparelhos especialmente desenhados para o efeito, no sentido de incorporar diferentes padrões de recrutamento muscular ao movimento (Contreras et al., 2012). Desta forma, entender como os diferentes grupos musculares são ativados em função da indução das variáveis, é preeminente para uma correta prescrição, no âmbito da força e da reabilitação, deste popular exercício.

1.3.1 Exercício *push-up* e as suas variantes

O *push-up*, mais conhecido como flexão ou extensão de braços, é um exercício realizado com a finalidade de desenvolver a força e a resistência da musculatura do tronco e dos membros superiores (Gouvali e Boudolos, 2005; Contreras et al., 2012; Snarr e Esco, 2013). A realização do tradicional *push-up* pode envolver muitas variações como a colocação das mãos (diferentes amplitudes), a elevação dos pés ou das mãos (graus de inclinação diferentes) e a alteração da estabilidade (bola suíça, BOSU®, TRX®).

O *push-up* é normalmente realizado com o sujeito em posição de decúbito ventral, com as mãos paralelas aos ombros, dedos estendidos direcionados para a frente, membros inferiores em extensão e em apoio no solo com a ponta dos dois pés. O corpo deve formar uma linha reta da cabeça aos pés e durante a execução os membros superiores devem formar um ângulo de 90° até que o peito toque no solo, voltando à posição inicial (ACSM, 2010) (Fig. 3). Os principais músculos alvo são o grande peitoral e o tricípite braquial. A dificuldade deste exercício pode ser aumentada com a aplicação de materiais instáveis.

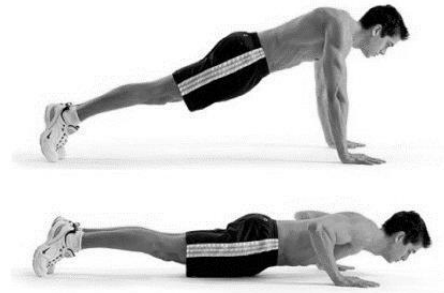


Figura 3 - *Push-up standard*.

O *push-up* na bola suíça é executado em posição de flexão com os pés apoiados sobre a bola, o corpo reto e baixar o queixo até ao chão, voltando à posição inicial (Fig. 4). Os músculos alvo são o grande peitoral, parede abdominal e tricípite braquial. Na execução do exercício, pode ainda aumentar ou diminuir a dificuldade afastando a bola ou aproximando do centro do corpo, respetivamente (Miller e Herkimer, 2012).

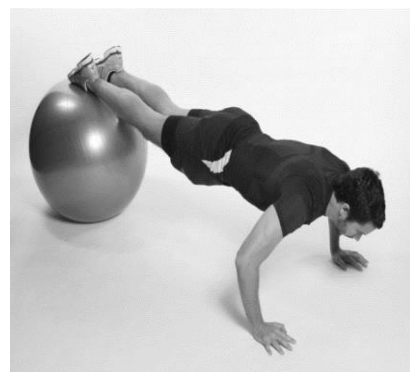


Figura 4 - *Push-up* na bola suíça.

O *push-up* no TRX® é realizado com o corpo inclinado para a frente e braços estendidos, manter as costas direitas, glúteos contraídos e ombros para trás. Fletir os cotovelos com o tronco até à linha das mãos e depois pressionar até voltar à posição inicial (Fig. 5). Os músculos alvo são o grande peitoral, parede abdominal e o tricípite braquial. Para aumentar a dificuldade deve realizar-se o exercício aproximando os pés da âncora ou então retirando um dos apoios do solo (Miller e Herkimer, 2012).



Figura 5 - *Push-up* no TRX.

Existe também o *push-up* na BOSU®, que é realizado com a cúpula virada para baixo, o corpo em posição reta e descer até que o tronco toque na superfície dura da BOSU®, voltando de seguida à posição inicial (Fig. 6). Os principais músculos alvo são o grande peitoral, parede abdominal e o tricípite braquial. Para aumentar a dificuldade deve-se aumentar a velocidade e para diminuir a dificuldade deve-se diminuir a velocidade (Miller e Herkimer, 2012).



Figura 6 - *Push-up* na BOSU.

1.3.2 Atividade muscular durante a realização de exercícios *push-up*

Os exercícios com o peso corporal, como o *push-up*, podem ser desvantajosos por serem considerados exercícios elementares sem a resistência necessária para promover algum benefício. O *push-up* tradicional é um exercício direcionado principalmente para o grande peitoral, mas concomitantemente ativa os músculos do deltoide anterior e do tricípite braquial (Youdas et al., 2010; Ghigiarelli, 2013; Snarr e Esco, 2013).

Têm sido desenvolvidas, muitas variantes do tradicional *push-up* no sentido de melhorar a eficácia deste exercício. Entre estas destacam-se as variantes quanto à colocação das mãos, quanto às variações da postura corporal e quanto à adição de novos materiais.

Estudiosos relatam que o exercício *push-up* desenvolvido em superfícies instáveis pode modificar a atividade muscular do grande peitoral, do deltoide anterior, do trícipite braquial e da parede abdominal (Lehman et al., 2006; Youdas et al., 2010; Contreras et al., 2012).

Snarr e Esco (2013) realizaram um estudo eletromiográfico, onde compararam o *push-up* tradicional ao *push-up* em suspensão, e verificaram que o *push-up* em suspensão aumentou significativamente a atividade muscular do grande peitoral, deltoide anterior e do trícipite braquial. É notório que o recrutamento neuromuscular pode ser influenciado com a adição de instabilidade, contudo o aumento da instabilidade não influencia a atividade de todos os músculos para a mesma condição. Lehman et al. (2006) compararam a atividade eletromiográfica durante a realização de diferentes variantes do *push-up* realizadas num banco de exercício ou numa bola Suíça. Os resultados indicam que quando o exercício foi executado com as mãos colocadas na bola suíça, comparado com o *push-up* executado num banco, a atividade do trícipite braquial, do grande peitoral, do reto abdominal e do oblíquo externo aumentaram significativamente. Já quando os pés foram colocados na bola suíça, comparativamente com os pés num banco de exercício, não afetou de forma diferente a atividade dos músculos.

Um outro tipo de plataforma instável importante no estudo do *push-up* é a BOSU®. Tucker et al. (2010) quantificaram a ativação muscular do trapézio (superior, médio e inferior) e do grande dentado, realizando exercícios de *push-up* convencionais e na BOSU®. Os resultados foram controversos pois quando o *push-up* foi efetuado na BOSU®, a ativação muscular aumentou apenas para a porção superior e média do trapézio, diminuindo para o grande dentado. Isto não reflete um aumento da atividade dos músculos estabilizadores à mesma condição, tal como esperado. Do mesmo modo, Lehman et al. (2008) verificaram que o desenvolvimento do *push-up* na bola suíça não contribuiu para o aumento da atividade dos músculos associados à estabilização do ombro, comparativamente com o *push-up* realizado num banco. Concluíram ainda que elevar os pés acima da altura das mãos aparenta ter maior influência na ativação dos músculos estabilizadores do ombro do que a adição da bola suíça.

O *push-up* convencional é, para alguns investigadores, um exercício preferencial quando o objetivo é o fortalecimento muscular do tronco e dos membros superiores (Youdas et al., 2010; Gouvali e Boudolos, 2005; Suprak et al., 2011). Youdas et al. (2010)

examinaram o comportamento muscular do grande peitoral, do grande dentado, do deltoide posterior e do tricípite braquial, no desempenho do *push-up* normal e no uso do material *Perfect Push-up™* com as mãos em três posições (à largura dos ombros, com abertura ampla e estreita). Os autores não encontraram diferenças no uso do *Perfect Push-up™* e consideram a colocação das mãos na posição estreita a forma mais eficaz para solicitar o trabalho do tricípite braquial e do deltoide posterior, na realização do exercício. Também Gouvali e Boudolos (2005) analisaram o *push-up* em diferentes variantes e verificaram que a colocação das mãos numa posição estreita e numa posição anterior, aumenta a atividade muscular do grande peitoral e do tricípite braquial, enquanto o *push-up* executado com os joelhos apoiados no solo diminuiu a atividade nos músculos e as forças de reação no solo em cerca de 14% comparativamente com o *push-up* tradicional. Suprak et al. (2011) apuraram igualmente que o *push-up* modificado (com apoio dos joelhos no solo) diminui a sustentação corporal na fase de subida em cerca de 16% e na fase de descida em 13%.

O método de treino explosivo também pode garantir uma elevada ativação dos músculos durante a realização de exercícios de extensão de braços. Freeman et al. (2006) num estudo que comparou vários estilos de *push-up* (convencional; a um braço; mãos em posição anterior e posterior alternadas; com batimento de palmas e com mãos na bola medicinal), verificaram que os exercícios de *push-up* dinâmicos (com batimento de palmas e a um braço) requerem uma maior ativação da musculatura da parede abdominal e dos eretores da espinha, comparado ao modesto aumento quando o *push-up* é executado com mãos na bola medicinal. Também Garcia-Massó et al. (2011) examinaram a produção de força máxima em três exercícios de *push-up* pliométricos (contramovimento, em queda e com salto). Estes autores verificaram que o *push-up* contramovimento executado à máxima velocidade apresenta maior desenvolvimento na taxa de força, mas o *push-up* em queda tem um efeito superior no sistema nervoso e músculo-esquelético.

Um estudo recente Maté-Muñoz et al. (2014) que comparou exercícios tradicionais e exercícios em instabilidade, entre eles o *push-up* inclinado no TRX® e declinado na BOSU®, concluíram que exercícios desempenhados a grande velocidade, usando dispositivos de instabilidade como a BOSU® e o TRX®, melhoram a força e a velocidade de contração na mesma medida que o treino tradicional. Estes ganhos sugerem que a instabilidade nos

exercícios têm adaptações neuromusculares semelhantes ao treino de resistência tradicional, resultando num aumento da força e da velocidade de movimento.

Nos vários estudos apresentados é de assinalar a controvérsia existente na literatura do *push-up*, tanto quanto à sua execução da forma tradicional e às suas variantes posturais quer na utilização de materiais ou superfícies instáveis. Embora alguns autores alegam aumentos na atividade muscular do grande peitoral, tríceps braquial, deltoide anterior, trapézio, reto abdominal e oblíquo externo quando o exercício é executado em superfícies instáveis (Snarr e Esco, 2013; Lehman et al., 2006; Tucker et al., 2010), outros sugerem que a mesma ativação pode ser conseguida através de variações na colocação das mãos, no ângulo de execução e em *push-ups* dinâmicos (Gouvali e Boudolos, 2005; Freeman et al., 2006; Garcia-Massó et al., 2011).

Deste modo, o *push-up*, por se tratar de um exercício de fácil modificação, é pertinente conhecer qual a forma mais eficaz de ativar os músculos que direta e indiretamente estão envolvidos na realização do exercício. Não menos importante, devido à carência ou quase inexistência de estudos neste âmbito, ocorre a necessidade perceber como podem as variantes do exercício estar relacionadas com o aparecimento da fadiga.

1.4 Fadiga neuromuscular

A fadiga neuromuscular representa a incapacidade do músculo-esquelético para produzir um determinado nível de força ou potência muscular, levando à diminuição transitória da performance e da capacidade para desempenhar ações motoras (Dimitrova e Dimitrov, 2003; Ascensão et al., 2003; Enoka e Duchateau, 2008; Allen et al., 2008). A diminuição na performance não surge imediatamente quando uma atividade submáxima é desempenhada, mas reflete-se, de forma inequívoca, através da diminuição da força máxima ou na potência muscular dos músculos envolvidos na tarefa (Enoka e Duchateau, 2008). Os vários autores concordam que a fadiga é vista naturalmente como um declínio reversível da performance durante a atividade, já que grande parte da recuperação ocorre durante as primeiras horas.

Na literatura, a fadiga muscular é um tema bastante extenso e não existe uma causa única para determinar o seu aparecimento. A ocorrência de fadiga pode resultar da diminuição de um ou vários mecanismos responsáveis pelos processos fisiológicos na

produção da força no músculo-esquelético, que possibilitam o movimento contrátil independentemente da velocidade do impulso neural (Ascensão et al., 2003; Enoka e Duchateau, 2008). Nas contrações voluntárias, os músculos são ativados por vias complexas que levam a excitação aos potenciais de ação. O axónio do neurónio motor inferior transporta os potenciais de ação para as junções neuromusculares do músculo (Allen et al., 2008). Desta forma, a fadiga pode surgir em vários locais do sistema músculo-esquelético, dividindo-se em fadiga de origem central e fadiga de origem periférica (Enoka e Stuart, 1992; Kent-Braun, 1999; Gandevia, 2001): (i) a fadiga muscular de origem central é a falha progressiva na contração voluntária do músculo durante o exercício e ainda compreendem o nível de motivação do sujeito, a intensidade, a duração e o tipo de atividade (isométrica vs. dinâmica); (ii) a fadiga muscular de origem periférica é produzida por alterações na junção neuromuscular que incluem a ativação dos músculos e das unidades motoras (UM), a propagação neuromuscular, o acoplamento da excitação-contração, a disponibilidade dos substratos energéticos, o meio intracelular, o sistema contrátil e o fluxo sanguíneo muscular.

Um outro tipo de fadiga, denominada fadiga na tarefa, ocorre quando o músculo ao desempenhar de um exercício atinge o seu ponto de falha (Gandevia, 2001). A intenção de manter a força necessária, durante um determinado período de tempo, em atividades musculares termina numa supressão da força e da tarefa, acompanhados pela fadiga de origem central e periférica. A este fenómeno dá-se o nome de exaustão. Deste modo os mecanismos que causam a fadiga estão diretamente relacionados com a tarefa desenvolvida e com o indivíduo que a executa. Quatro a cinco minutos de recuperação serão adequados para que o cérebro volte a enviar impulsos potentes aos músculos (Bompa e Cornacchia, 2010), resultando num melhor rendimento motor.

1.5 Eletromiografia de superfície

Atualmente o desporto dispõe de métodos bastante sofisticados para investigar a atividade elétrica do sistema neuromuscular durante movimentos desportivos. O uso da eletromiografia (EMG) fornece um fácil acesso aos processos fisiológicos com origem na contração muscular (produção de força e de movimento) e a importantes aplicações que interagem com o meio que nos rodeia (De Luca, 1997; Barbanti et al., 2004). A EMG permite

estudar a função muscular através da aquisição do sinal elétrico emitido pelo músculo (Basmajian e De Luca, 1985). As fibras musculares quando produzem força muscular geram uma pequena corrente elétrica. Esse sinal pode ser medido com a colocação de eletrodos à superfície da pele ou por métodos invasivos (Day, 2002). Deste modo a EMG divide-se em dois tipos: EMG de superfície e EMG de profundidade. A EMG de superfície é considerada por vários autores o melhor método de investigação por não se tratar de uma recolha invasiva, como é o caso da eletromiografia de profundidade (De Luca, 1997, 2002; Farina et al., 2004; Hermens et al., 1999; Day, 2002).

A informação do sinal EMG recolhido pode ser considerado a medida representativa da atividade total das UM (Farina et al., 2004). A EMG de superfície compreende a soma dos impulsos elétricos produzidos pelas UM, ou seja, quando as UM são ativadas, os eletrodos colocados na superfície da pele (adjacente ao músculo em estudo) detetam os potenciais de ação que são conduzidos pelos tecidos e fluídos envolventes até à superfície da pele (Basmajian e De Luca, 1985; Farina et al., 2004; Pezarat et al., 1993). No entanto esta técnica apresenta algumas limitações na aquisição do sinal (Pezarat et al., 1993): (i) pouca sensibilidade na informação sobre o comportamento das UM individuais; (ii) o efeito de filtragem da frequência do sinal obtido que é fornecido pelas fibras mais superficiais, localizadas junto dos eletrodos. Por isso características como a amplitude e a potência do sinal EMG de superfície estão dependentes das propriedades das fibras musculares, bem como a duração do potencial de ação das UM (Farina et al., 2004).

Apesar das limitações apontadas, Basmajian e De Luca (1985) não deixam de aconselhar a utilização desta técnica, em variadíssimas áreas de investigação como a cinesiologia e neurofisiologia dos músculos de superfície, a biomecânica ou estudos psicofisiológicos. Deste modo a aplicabilidade EMG pode representar um método de primeiro interesse no estudo de diferentes problemáticas (Pezarat et al., 1993):

- i. A função muscular em diferentes movimentos e posturas;
- ii. Atividade muscular nos gestos desportivos, profissionais e na reabilitação;
- iii. Coordenação muscular;
- iv. Controlo motor e aprendizagem;
- v. Relação entre o trabalho produzido pelo músculo e a EMG;
- vi. Avaliação de métodos de treino;

- vii. A fadiga;
- viii. A influência de material e equipamentos na atividade muscular.

A relevância da investigação nos tópicos supracitados valida a utilidade do sinal EMG para este estudo, como a análise da participação muscular no movimento, o aparecimento de fadiga e a influência da adição de materiais ao exercício. Contudo, Pezarat et al. (1993) defendem ainda que o sistema EMG deve garantir um conjunto de requisitos próprios para satisfazer as exigências nas áreas de investigação referidas.

- 1) A EMG deve utilizar elétrodos de superfície na recolha do sinal.
- 2) O sistema EMG deve garantir que os estudos sejam realizados em condições aproximadas à realidade de execução dos movimentos, sem alterações na mobilidade do sujeito.
- 3) No estudo de movimentos de grande amplitude e potência muscular, o aparecimento de materiais no sinal EMG devem permitir a recolha para facilitar o registo da atividade EMG sem interferências.
- 4) O sistema deve possibilitar uma recolha sincronizada de outros sinais que possam comparar a EMG com as normas da ação.
- 5) O sistema deve permitir ao investigador, de forma prática, optar pela metodologia mais adequada às características do estudo que pretende realizar.

Para que os estudos sejam válidos, para além de obedecerem a um conjunto de normas, é importante detalhar à *posteriori*, algumas considerações gerais quanto à composição do sinal, fatores que o influenciam e a forma como é recolhido.

1.5.1 Caraterísticas do sinal EMG

A principal caraterística do sinal EMG é a compreensão dos vários fenómenos observáveis e das suas aplicações práticas. O uso da EMG de superfície é dominado pela investigação da ativação muscular, da produção de força pelo músculo e/ ou grupo muscular e da compreensão dos processos de fadiga (De Luca, 1997).

A avaliação do sinal EMG está assim dependente da análise das diferentes componentes do sinal mioelétrico (Basmajian e De Luca, 1985). A amplitude do sinal EMG é

de natureza estatística, podendo alcançar entre 0 a 10 mV ou 0 a 1,5 mV (rms). A energia utilizável do sinal é limitada entre 0 e 500 Hz (frequência de alcance), sendo o intervalo dominante de alcance da frequência entre 50 e 150 Hz (De Luca, 2002) (Fig. 7).

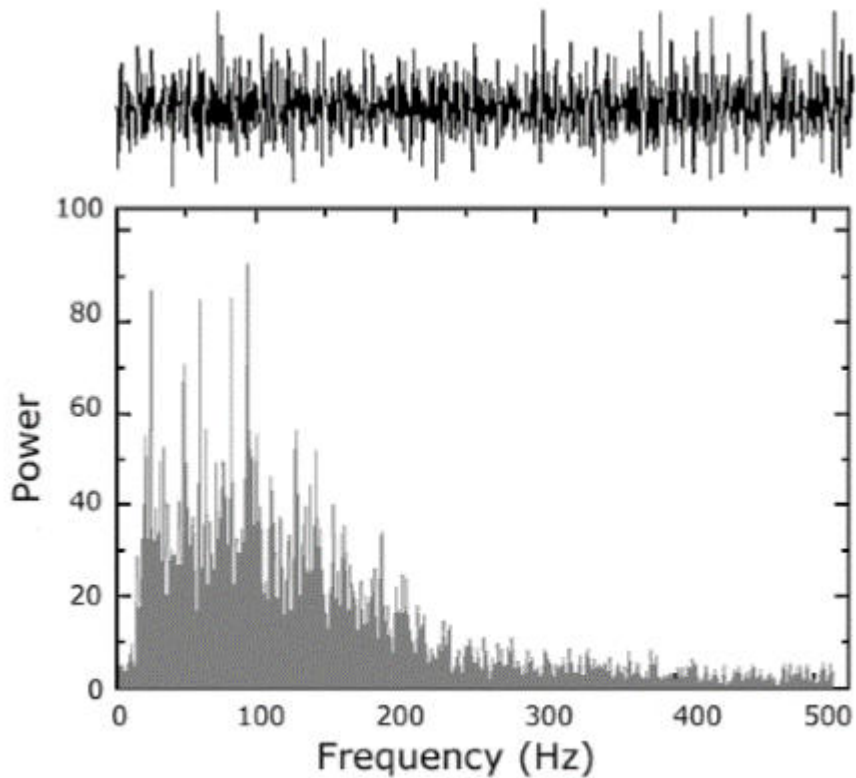


Figura 7 – Exemplo do espectro de frequência do sinal EMG [adaptado de De Luca (2002)].

A amplitude e o tempo de frequência dominam as propriedades do sinal EMG mas estão dependentes de outros fatores como do tempo e da velocidade de condução, da distância do elétrodo à área muscular ativa, das propriedades da pele e tecido adiposo, do tipo de elétrodo, das propriedades de amplificação, bem como da qualidade do contato entre o elétrodo e a pele (Gerdle et al., 1999 *in* Day, 2002).

O sinal EMG é também influenciado pela fadiga. Quando ocorre a redução da velocidade de condução, o aumento da duração dos potenciais das UM, verifica-se uma diminuição das componentes de alta frequência e concomitantemente um aumento das componentes de baixa frequência do sinal EMG (Pezarat et al., 1993). Relativamente à amplitude do sinal, a instauração de fadiga durante ações submáximas induz um aumento da amplitude, refletindo o recrutamento de mais UM para manter a tarefa. No entanto

durante ações máximas, a amplitude do sinal tende a diminuir devido ao desrecrutamento de UM (Basmajian e De Luca, 1985).

A utilização da EMG para o estudo da fadiga muscular oferece várias vantagens, dado que este fenómeno pode ser observado no músculo *in vivo* e em tempo real, fornecendo informações sobre o músculo, não necessitando de recorrer a técnicas invasivas (Pezarat et al., 1993).

1.5.2 Fatores que influenciam o sinal EMG

Na tentativa de descrever os fatores que influenciam o sinal EMG, vários autores atribuem as causas a elementos intrínsecos e extrínsecos tais como fatores fisiológicos, anatómicos, geométricos ou do sistema de deteção (De Luca, 1997; Farina et al., 2004):

- Os fatores de influência fisiológica encontram-se relacionados com a condutividade dos tecidos, a quantidade de *crosstalk* (refere-se a um sinal EMG captado de um músculo adjacente), o número de UM ativas e a sua sincronização, o tipo de composição das fibras musculares, o diâmetro das fibras, a profundidade e a localização das fibras, a velocidade e o tipo de contração das UM, o fluxo sanguíneo nos músculos.
- Os fatores de influência anatómica permanecem essencialmente relacionadas com a distância entre as fibras e os locais de deteção, as camadas de tecido subcutâneo e/ou tecido adiposo, o tamanho das UM e dos músculos.
- Os fatores de influência geométrica estão relacionados com a configuração dos elétrodos como a distância, tamanho, a forma e a localização dos elétrodos ao longo do músculo. O sistema de deteção do sinal EMG, além de se relacionar com a geometria do elétrodo, é influenciados pelo contacto entre a pele e o elétrodo, a orientação entre as fibras musculares e o elétrodo, e ainda pelo filtro de deteção do sinal.

Quando o sinal EMG é recolhido, outros fatores como taxa de ruído e a distorção do sinal são preocupantes e podem afetar a fidelidade do sinal. O ruído é definido como um sinal elétrico que não faz parte do sinal e EMG desejado (De Luca, 2002). A distorção do sinal significa que o contributo relativo de alguma componente da frequência do sinal EMG pode

ter sido alterado (De Luca, 2002). Entre os aspetos citados, compreende-se que existem vários elementos que podem afetar a recolha do sinal, a sua qualidade, a velocidade e a potência dos espectros elétricos.

1.5.3 Aquisição do sinal EMG

Assegurar que o sinal EMG é recolhido com a maior qualidade possível, conferindo especial atenção aos fatores que o influenciam, como o ruído dos equipamentos e do ambiente, as condições da pele e do movimento de artefactos mecânicos, é o maior procedimento a ter em atenção na aquisição do sinal elétrico. Os aparelhos eletrónicos geram tipos de ruído elétrico que não pode ser removido, mas que pode ser reduzido com o uso de componentes eletrónicos de qualidade (De Luca, 2002). As recomendações do equipamento devem então obedecer às seguintes configurações (De Luca, 1997, 2002):

- I. Superfície de deteção que consiste em duas barras paralelas, cada com 1,0 cm de comprimento, 1 – 2 mm largura, espaçadas por 1,0 cm;
- II. Rácio sinal/ruído < 2 $\mu\text{V RMS}$ (20-500Hz);
- III. Largura de banda entre 20 - 500 Hz com *roll-off* de pelo menos 12dB/oct;
- IV. Fator de rejeição do modo comum > 80 dB;
- V. Impedância de entrada > 100M Ω ;
- VI. Colocar o eléctrodo no centro do músculo, entre a junção miotendinosa e a zona de enervação, com o eléctrodo orientado perpendicularmente às fibras musculares;
- VII. Usar o valor RMS do sinal para medir a amplitude do sinal EMG.

O ruído ambiente é gerado pela radiação eletromagnética de outros aparelhos como rádios ou televisões, fios de corrente elétrica, lâmpadas, etc.. Já o movimento de artefactos mecânicos são produzidos pela agitação entre a pele e a superfície do eléctrodo (De Luca, 2002).

A preparação da pele constitui uma importante medida na aquisição do sinal EMG, pois pode gerar um potencial elétrico causado pelo aumento da impedância de outras camadas de pele, incluindo células mortas, secreções oleosas e pêlo (Day, 2002). Com a remoção desses materiais fisiológicos pode reduzir-se a impedância da pele.

Outro fator importante é a colocação dos elétrodos e a sua orientação. Os elétrodos devem ser colocados no centro do músculo, entre o ponto motor e o tendão, ou entre dois pontos motores, orientado perpendicularmente com as fibras musculares (De Luca, 1997, 2002) (Fig. 8).

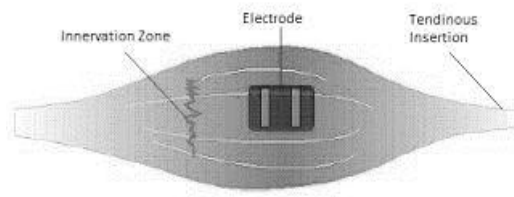


Figura 8 - Colocação do elétrodo entre o ponto motor e o ponto de inserção [Adaptado de De Luca (2002)].

Um outro aspeto refere-se à frequência de amostragem do sinal. A amostragem de qualquer sinal deverá respeitar o teorema de *Shannon*. Ou seja, no caso do sinal de EMG, a frequência de amostragem do sinal deverá ser, pelo menos, duas vezes superior à frequência do sinal (Hermens et al., 1999; De Luca, 2002).

1.5.4 Processamento e análise do sinal EMG

O processamento e análise do sinal EMG requer como primeiro procedimento a sua retificação, para que o sinal seja calculado com a maior fidelidade possível. Após o sinal EMG ser detetado, este passa por uma placa conversora analógico-digital (A/D), que permite a conversão do sinal contínuo no tempo num sinal discreto no tempo. Esta digitalização do sinal facilita substancialmente o processamento e análise do mesmo.

Usualmente, o sinal EMG apresenta algumas variações causadas por artefactos mecânicos, a ligação do elétrodo com a pele e ruídos elétricos. Através da aplicação de filtros de frequência de passagem alta (0 – 20Hz) e baixa (20 – 500Hz) é possível remover essas perturbações no sinal EMG (Hermens et al., 1999; De Luca, 2002). A retificação objetiva a análise da amplitude do sinal EMG que recorre sobretudo ao valor médio retificado (ARV) e à média da raiz quadrada (RMS) (De Luca, 2002; Hermens et al., 1999). Segundo De Luca (1997) como o valor RMS representa a potência do sinal EMG, é mais adequado na análise da sua amplitude.

O sinal EMG está dependente do tempo e da força (Basmajian e De Luca, 1985). Assim a amplitude do sinal EMG fornece informações fundamentais da atividade muscular e da coordenação motora. Além disso, a amplitude do sinal EMG está relacionada com a força produzida pelo músculo (De Luca, 1997) e é usada como medição da fadiga muscular (Kent-Braun, 1999; Kellis, 1999).

O espectro de frequências do sinal EMG também tem sido utilizado para quantificar os índices de fadiga muscular, sabendo que as variações ocorridas no espectro de frequências estão associadas com variações na velocidade de condução e alterações dos processos fisiológicos e bioquímicos (De Luca, 1997; Dimitrova e Dimitrov, 2003). Desta forma, a redução da velocidade de condução e as alterações do potencial de ação das UM, traduzem-se na compressão do espectro do sinal EMG.

Em contrações estáticas, o sinal EMG não pode ser considerado estacionário dado que se verifica alterações na soma de potenciais de ação das UM (Basmajian e De Luca, 1985). Já em contrações dinâmicas, o sinal é afetado por alterações no comprimento do músculo, na velocidade, na força e no movimento dos elétrodos em relação às fibras musculares (Basmajian e De Luca, 1985; De Luca 1997). Hoje em dia com o recurso a novos equipamentos, tornou-se possível uma melhor quantificação do espectro de frequências e das alterações que nele ocorrem, durante as contrações dinâmicas.

Capítulo II – Objetivos e Hipóteses

2.1. Enquadramento do problema

Exercícios como o supino e o *push-up* são provavelmente os exercícios mais populares no treino da força da parte superior do tronco. O *push-up* dá ênfase ao mesmo trabalho muscular, e embora seja um exercício limitado ao peso corporal do executante, é desempenhado em total segurança. Assim, o *push-up* pode servir-se de várias modificações como as variações na colocação das mãos, graus de inclinação diferentes e a adição de materiais de instabilidade, para obter também uma maior ativação muscular.

De acordo com a revisão da literatura sabemos que o treino funcional serve como principal propósito a obtenção da condição física, com transferência positiva para as tarefas diárias e por isso enfatiza o trabalho muscular com os padrões de movimento humanos. Deste modo o recurso a plataformas instáveis, usadas maioritariamente na reabilitação, têm vindo a demonstrar melhorias na performance desportiva e a reconsiderar os exercícios numa perspetiva mais desafiante (Tucker et al., 2010; Contreras et al., 2012; Anderson e Behm, 2004; Norwood et al., 2007; Koshida et al., 2008). Na literatura são vários os estudos que tentam demonstrar a forma de conseguir uma elevada ativação muscular com recurso às variações do exercício de *push-up* ou com recurso à utilização de diferentes tipos de plataformas instáveis. Contudo o uso da BOSU® na realização deste tipo de exercício não está ainda bem compreendida, em particular a sua influência no padrão de ativação dos grupos musculares funcionais agonistas, antagonistas e estabilizadores. Portanto, tentar perceber a forma como a execução do *push-up* convencional (PU estável) e do *push-up* na BOSU® (PU instável) afetam os parâmetros da ativação funcional e o desenvolvimento de fadiga muscular é importante para um melhor entendimento do treino funcional, em particular do treino com superfícies instáveis.

2.2. Objetivos

O objetivo central deste estudo foi avaliar o padrão da ativação eletromiográfica dos músculos agonistas (porções clavicular, esternal e condral do grande peitoral, deltoide anterior e tricípite braquial), dos músculos antagonistas (grande dorsal e bicípite braquial) e dos músculos estabilizadores (grande dentado, trapézio superior, oblíquo externo e eretor da espinha) durante a realização da ação de “empurrar” em superfícies estáveis (*push-up* no

solo) e superfícies instáveis (*push-up* na BOSU®). Pretendeu-se também avaliar o comportamento muscular decorrente do desenvolvimento de fadiga muscular e consequentes alterações dos níveis de ativação muscular, durante a realização dos exercícios de *push-up* até à exaustão.

Objetivou-se ainda efetuar uma análise mais pormenorizada da atividade eletromiográfica ao longo dos exercícios de *push-up*. Para isso foi nosso objetivo efetuar uma análise da atividade muscular em função das fases cinemáticas dos exercícios.

2.3. Hipóteses

No exercício de *push-up*, a instabilidade provocada pela BOSU® leva ao aumento da atividade muscular dos músculos agonistas, antagonistas e estabilizadores, quando comparada com o mesmo exercício realizado no solo.

A atividade eletromiográfica dos diferentes músculos analisados é superior na condição de exaustão, independentemente das fases que caracterizam ambos exercícios.

As alterações da atividade muscular entre a condição de pré-exaustão e exaustão são mais acentuadas quando o exercício de *push-up* é realizado na BOSU®.

A atividade eletromiográfica dos músculos agonistas é superior durante a fase ascendente, em particular durante o momento de aceleração.

A atividade eletromiográfica dos músculos antagonistas é superior durante a fase descendente, em particular durante o momento de desaceleração.

A atividade dos músculos estabilizadores mantém-se relativamente constante ao longo de todas as fases cinemáticas.

Capítulo III – Material e Métodos

3.1. Protocolo

O protocolo experimental integrou apenas uma sessão por sujeito e a sua uniformidade foi assegurada segundo os seguintes procedimentos:

- Familiarização: os sujeitos foram familiarizados com as tarefas a realizar e os equipamentos a utilizar. Os sujeitos usufruíram da oportunidade para realizar a adaptação ao exercício PU estável e PU instável, cumprindo o ritmo de execução imposto por um metrónomo.
- Preparação: os sujeitos foram submetidos à preparação da pele, à colocação de elétrodos nos músculos e à dos marcadores nos pontos anatómicos.
- Experiência propriamente dita: avaliação dos padrões de ativação muscular e as alterações no processo de fadiga, durante a realização do exercício PU estável e PU instável.

Do protocolo experimental é importante realçar que os sujeitos realizaram os exercícios de forma aleatória. Foram ainda impostos intervalos de tempo entre exercícios para garantir a recuperação por parte dos sujeitos: dois minutos para os exercícios que realizaram apenas cinco repetições; cinco minutos para os exercícios realizados até à exaustão.

3.1 Caracterização da amostra

A amostra do presente estudo foi constituída por onze sujeitos voluntários, do sexo masculino, praticantes da modalidade de atletismo e sem antecedentes de doenças ou problemas osteoarticulares. Os sujeitos ao momento da avaliação, apresentavam uma idade média de (21.9 ± 4.2) , uma massa corporal de 73.6 ± 5.9 kg e uma estatura de 175 ± 5.0 cm. Os sujeitos estavam familiarizados com o exercício *push-up* dado que este é conhecido e geralmente utilizado por todos no treino da força do tronco superior. No entanto, os participantes foram esclarecidos sobre os objetivos do estudo e sobre as tarefas que haveriam de realizar.

3.2 Caracterização da sessão experimental

A sessão experimental integrou dois exercícios de *push-up*: um realizado em superfície estável (no solo) e outro realizado em superfície instável (no BOSU®) (Fig. 9). Dada a extensão da recolha de dados, os sujeitos foram divididos por três sessões experimentais que decorreram em dias distintos.

Primeiramente, os sujeitos tiveram um momento para o aquecimento e respetiva familiarização com o exercício, segundo a velocidade imposta pelo metrónomo (1 segundo por ciclo de movimento). Depois da fase de familiarização, foram colocados os elétrodos e os marcadores anatómicos segundo os protocolos descritos abaixo (ver por favor tabela 2 e figura 10).

Os sujeitos foram instruídos para realizar cinco repetições de cada um dos exercícios de *push-up* (superfície estável vs. superfície instável), segundo as seguintes indicações:

PU estável (Fig. 9 A e B):

- Posição de decúbito ventral;
- Mãos afastadas à largura dos ombros;
- Membros inferiores em extensão, com a ponta dos pés apoiados no solo;
- O corpo a formar uma linha reta da cabeça aos pés;
- Fletir os cotovelos até formar um ângulo de 90°;
- O peito desce até ficar perto do solo;
- Voltar à posição inicial através da extensão dos membros superiores.

PU instável (Fig. 9 C e D):

- Cúpula da BOSU® virada para baixo;
- Posição de decúbito ventral;
- Mãos afastadas à largura dos ombros e apoiadas na cúpula da BOSU®;
- Membros inferiores em extensão, com a ponta dos pés apoiados no solo;
- O corpo a formar uma linha reta da cabeça aos pés;
- Fletir os cotovelos até formar um ângulo de 90°;
- O peito desce até ficar perto da superfície da BOSU®;
- Voltar à posição inicial através da extensão dos membros superiores.

Entre as séries de exercícios os sujeitos descansaram dois minutos. Esta parte do protocolo foi definida como condição pré-exaustão, onde se pressupõe que a presença de fadiga muscular é ainda mínima. Para esta condição a atividade muscular foi analisada entre a segunda e a quarta repetição de cada exercício.

Posteriormente foi solicitado aos sujeitos que realizassem o maior número de repetições possível para cada um dos exercícios acima descritos (condição exaustão). Neste caso foram analisadas as três últimas repetições, realizadas de forma adequada, antes do momento de falha. Entre exercícios os sujeitos descansaram cinco minutos.

Durante a realização dos exercícios em ambas as condições (pré-exaustão e exaustão), foram recolhidos em simultâneo dados cinemáticos (vídeos infravermelhos) e sinais de EMG de vários músculos agonistas, antagonistas e estabilizadores.

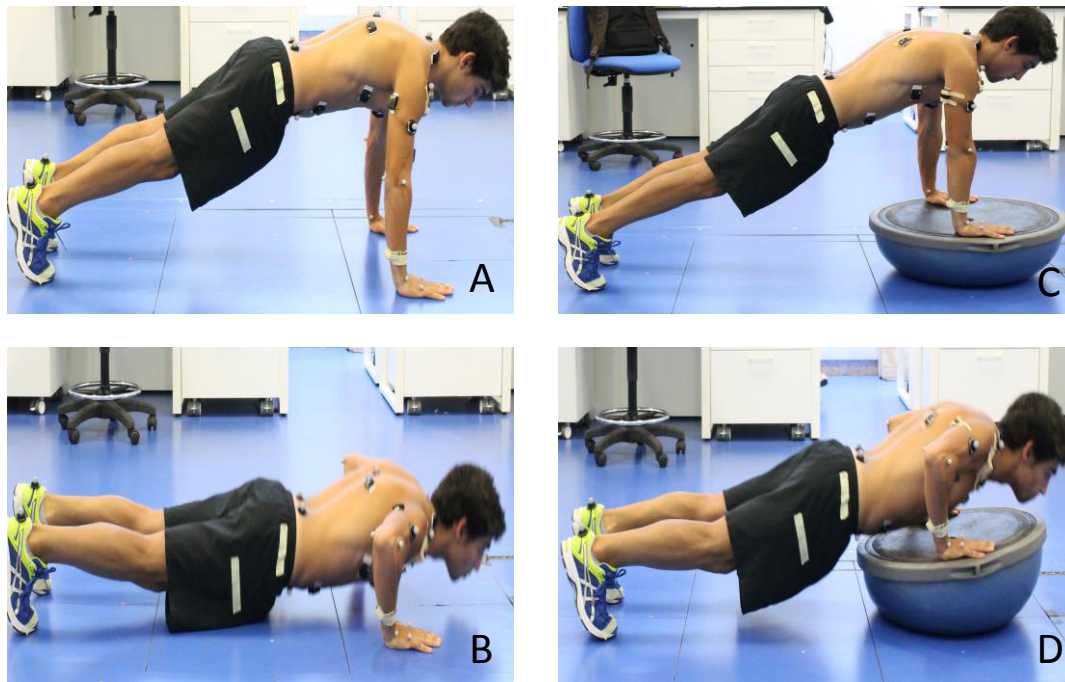


Figura 9 – Exemplo da execução do exercício *push-up* em superfície estável (A e B) e do exercício de *push-up* em superfície instável BOSU (C e D).

3.3 Recolha e análise dos dados

Na deteção e análise dos dados utilizaram-se vários sistemas sincronizados para avaliar as alterações eletromiográficas e cinemáticas dos exercícios de *push-up*. Para observar o funcionamento dos músculos em direto utilizou-se um sistema de eletromiografia de superfície, em que a colocação dos elétrodos seguiu as recomendações do projeto europeu SENIAM. Na análise cinemática usou-se um conjunto de câmaras

localizadas no teto da sala, e um conjunto de marcadores refletivos de luz colocados em determinados pontos anatômicos dos sujeitos (Fig. 10).

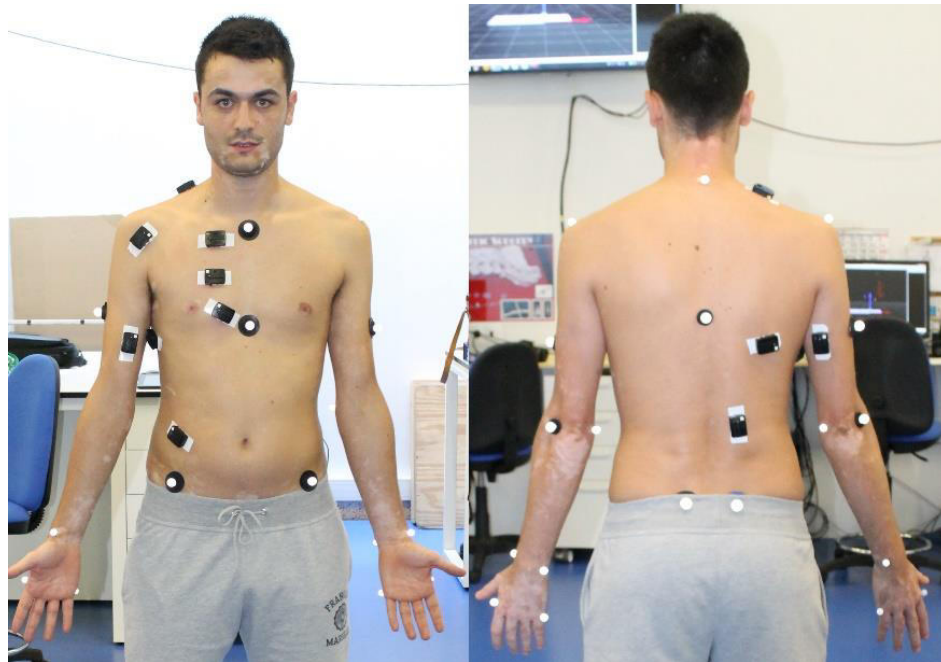


Figura 10 - Colocação dos eléttodos de superfície e dos marcadores refletivos.

3.3.1 Recolha do sinal EMG

O sinal de EMG dos músculos foi recolhido através de 11 pares eléttodos inseridos numa caixa rígida retangular, com uma distância entre eléttodos de 10mm (Delsys Trigno Wireless®, Estados Unidos) e a frequência de amostragem foi de 2400 Hz. O sistema é ainda caracterizado por um fator de rejeição comum de rácio > 80 dB, filtro *Butterworth* com uma largura de banda entre 20 – 450 Hz e com uma placa de conversão A/D a 16.

Os músculos analisados foram as porções clavicular, esternal e condral do grande peitoral, grande dentado, deltoide anterior, trapézio superior, bicípíte braquial, tricípíte braquial, oblíquo externo, eretor da espinha e grande dorsal. A colocação dos eléttodos sobre os músculos ocorreu após a depilação e remoção das células mortas da pele, e obedeceu às recomendações emanadas do projeto SENIAM (Hermens et al., 1999) (Tabela 2).

Tabela 2 - Localização e orientação dos elétrodos no músculo [adaptado de Hermens et al., (1999) e Konrad (2005)].

Músculo	Localização	Orientação
Peitoral clavicular	2 dedos abaixo da parte medial da clavícula	Na linha entre a parte medial da clavícula e a axila
Peitoral esternal	50% da linha entre a porção média do esterno e axila	Horizontal
Peitoral abdominal	50% da linha entre o apêndice xifoide e axila, na porção inferior do peitoral	Na direção da linha entre o apêndice xifoide e axila
Deltoide anterior	1 dedo à largura distal e anterior ao acrômio	Na linha entre o acrômio e o polegar
Bicípite braquial	Na linha medial que une o acrômio e a fossa cubital, a 1/3 da fossa cubital	Na direção da linha entre o acrômio e a fossa cubital
Tricípite braquial	A 50% da linha entre a crista superior do acrômio e o olecrânio, a 2 dedos de largura da linha medial	Na direção da linha entre a crista posterior do acrômio e o olecrânio
Oblíquo externo	Na linha entre o púbis e a grade costal a 15cm do umbigo	Na direção da linha entre o púbis e grade costal
Eretor da espinha	2 dedos à largura, lateralmente à L1	Vertical
Grande dorsal	2 dedos a baixo do angulo inferior do omoplata.	Horizontal
Trapézio superior	2/3 na linha da <i>trigonum spinae</i> até à 8ª vertebra torácica	Na linha entre a T8 e o acrômio

3.3.2 Recolha dos dados cinemáticos

Para avaliação e controlo da tarefa recorreu-se à análise cinemática do movimento durante a realização dos exercícios de *push-up*. Na aquisição das variáveis cinemáticas foram utilizadas 8 câmaras (Motion Analysis 3D - Qualisys, Suécia), com uma frequência de amostragem de 240 Hz, e um conjunto de marcadores refletos colocado em cada uma das referências anatómicas do modelo (modelo de corpo inteiro, constituído por 26 pontos anatómicos) (Tabela 3).

Tabela 3 - Tabela de referência dos marcadores refletoras colocados nos pontos anatômicos do lado direito (R) e lado esquerdo (L).

Referência	Pontos Anatômicos
C7	Vértebra cervical 7
MAI	Ponto médio entre os ângulos inferiores das escápulas
IJ	Inter-jugular
PX	Esterno
(L)(R)ARM	Ponto médio do braço
(L)(R)AC	Escápula acrómio-clavicular
(L)(R)LELB	Epicôndilo lateral do úmero
(L)(R)MELB	Epicôndilo medial do úmero
(L)(R)RAD	Raio-estiloide
(L)(R)ULN	Ulna-estiloide
(L)(R)MC2	Cabeça do 2º metacarpo
(L)(R)MC5	Cabeça do 5º metacarpo
(L)(R)ASIS	Espinha íliaca anterior superior
(L)(R)PSIS	Espinha íliaca posterior superior
(L)(R)C	Superfície posterior do calcâneo

Uma vez calibradas, as câmaras identificam a posição de cada um desses pontos no espaço, emitindo um espectro de luz. Essa luz é refletida pelos marcadores e é captada de novo pelas câmaras, que transferem as coordenadas diretamente para o computador, recriando um espaço 3D, em tempo real (Fig. 11).

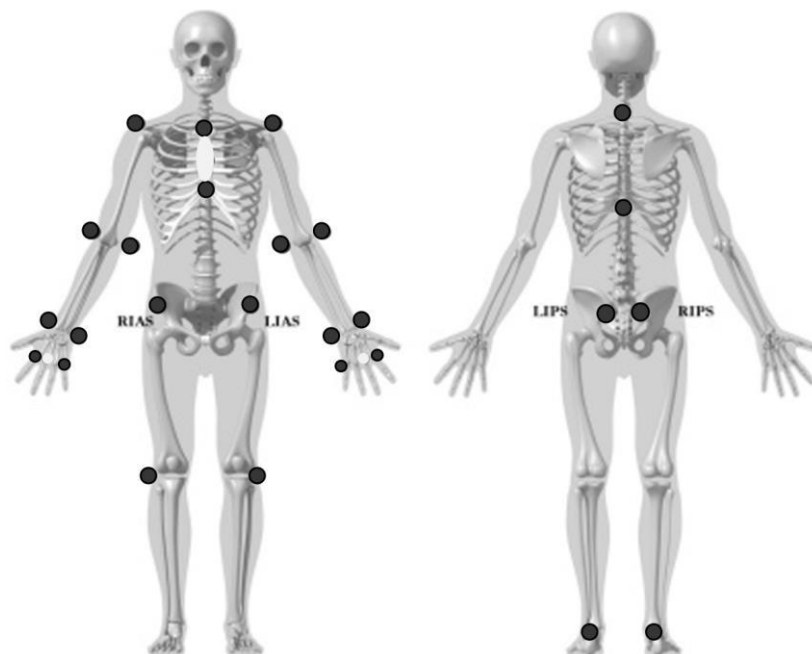


Figura 11 - Modelo anatômico de corpo inteiro para colocação dos marcadores refletoras.

3.4 Análise e tratamento do sinal EMG

Para obter o máximo de informação possível na análise do sinal EMG, foram utilizados vários procedimentos. Recorreu-se, neste caso, ao cálculo do valor médio retificado (ARV) (De Luca, 2002).

Após a aquisição do sinal EMG em bruto pelo programa *Qualisys Track Manager*, os valores de EMG foram exportados e tratados *offline* através de rotinas escritas *Matlab* (versão R2013a). O sinal de EMG foi filtrado (filtro passa-banda *Butterworth* 10-400) e retificado. Seguidamente, e dentro de cada uma das fases cinemáticas previamente definidas (ver secção seguinte, por favor), foi calculado o ARV em janelas de 150ms, para cada um dos músculos analisados. Por fim procedeu-se à normalização dos valores de ARV em função do valor médio dos quatro valores máximos de ARV encontrados nas três primeiras repetições do exercício PU estável. Todos os valores de ARV de cada músculo foram divididos pelo valor médio dos quatro valores máximos do respetivo músculo, encontrados durante o protocolo com exercício *push-up* em superfície estável.

3.5 Análise e tratamento dos dados cinemáticos

No sentido de identificar as diferentes fases cinemáticas, foram primeiramente exportadas, do *software Qualisys Track Manager* as coordenadas 3D do marcador sobre a C7. As coordenadas em Y deste marcador foram utilizadas para calcular a velocidade vertical do tronco durante a realização dos exercícios, para ambas as condições (pré-exaustão e exaustão). Para identificar as fases cinemáticas, foi implementada uma rotina em *matlab* que calculava velocidade vertical do tronco e que identificava temporalmente os momentos em que a velocidade atingia os seus valores máximos, mínimos bem como quando este parâmetro era igual a zero. Assim, foi possível analisar os exercícios de *push-up* mais detalhadamente, subdividindo-os em quatro fases distintas, por ciclo de movimento. Essas fases foram caracterizadas da seguinte forma:

1. **Fase descendente-aceleração (DA)** é caracterizada pela fase de descida do tronco, durante a flexão do cotovelo e abdução horizontal do ombro que ocorre

na realização do exercício. Nesta fase os músculos trabalham no sentido de controlar a descida do tronco até perto do solo.

2. **Fase descendente-desaceleração (DD)** é definida pela fase final da descida do tronco e corresponde ao momento imediatamente antes da fase ascendente. Os músculos trabalham no sentido de desacelerar o movimento de descida do tronco e preparar o movimento ascendente na fase de aceleração.
3. **Fase ascendente-aceleração (AA)** caracteriza-se pelo movimento de extensão do cotovelo adução horizontal do ombro. Os músculos trabalham com o objetivo de acelerar o movimento de subida do tronco, contrário à força gravitacional.
4. **Fase ascendente-desaceleração (AD)** verifica-se a desaceleração do movimento de subida do tronco. Os músculos empenham-se para diminuir a velocidade no último período da fase ascendente do movimento, imediatamente antes de voltar à primeira fase.

3.6 Tratamento estatístico

O tratamento estatístico compreendeu dois tipos de análise. Numa primeira situação realizou-se uma análise exploratória e descritiva dos dados. Posteriormente efetuou-se a análise inferencial dos mesmos. Os procedimentos estatísticos foram realizados com o programa STATISTICA para Windows – versão 7 da Stat Soft. Inc., Estados Unidos da América. No que diz respeito à análise exploratória e descritiva, foram utilizados os parâmetros de tendência central (média) e de dispersão (desvio padrão, coeficientes de variação e erro padrão). Foi também realizada a análise da simetria (*Skewness*) e de achatamento (*Kurtosis*) das curvas de normalidade da distribuição através do teste *Shapiro-Wilk* (nível de significância de 5%) e da representação gráfica (caixa de bigodes). Adicionalmente, foi realizado o teste de esfericidade de *Mauchly*, para averiguar se o pressuposto variâncias iguais e correlações nulas foi violada. Sempre que assunção de esfericidade foi violada, fez-se ajuste para *Greenhouse-Geisser* (se o valor de $G-G < 0.7$) ou para *Huynh-Feldt* (quando o valor de *Elipson* > 0.7).

Depois de verificadas os critérios de normalidade e de homogeneidade, procedeu-se à análise das variâncias através do modelo geral linear (GLM) para medidas repetidas. Para testar o efeito dos dois exercícios sobre a atividade muscular (condição pré-exaustão), o GLM foi construído tomando em consideração dois fatores [exercício (2 níveis: PU estável e PU instável) * fases (4 níveis: fases DA,DD, AA, AD)]. Relativamente à condição exaustão foram efetuadas dois tipos de análise. Uma primeira que visa perceber o efeito da fadiga produzida por cada um dos exercícios. Assim, para cada exercício comparou-se a atividade muscular e as variáveis cinemáticas na condição pré- exaustão com a condição exaustão [Modelo GLM: 2 fatores: exaustão (2 níveis: Pré-exaustão e exaustão) * fases (4 níveis: fases DA,DD, AA, AD)]. Posteriormente realizou-se uma comparação entre atividade muscular e variáveis cinemáticas produzida por ambos exercícios durante a condição de exaustão [Modelo GLM: 2 fatores: exercício (2 níveis: PU estável e PU instável) * fases (4 níveis: fases DA,DD, AA, AD)] entre exercícios e uma segunda em que na condição exaustão é comparada a atividade muscular e as variáveis cinemáticas. Para ambas as condições, foi também analisada o efeito do exercício sobre as três porções do grande peitoral [Modelo GLM: 3 fatores: musculo (3 níveis: porção clavicular, porção esternal e porção condral) * exercício (2 níveis: PU estável e PU instável) * fases (4 níveis: fases DA,DD, AA, AD)].

Para cada uma das análises também foi calculada o efeito do tamanho (η^2 parcial) e o poder do teste à posteriori (op). Sempre que a hipótese nula (igualdade de variâncias entre células) foi rejeitada, estabeleceram-se comparações múltiplas à *posteriori*, recorrendo ao teste *Newman-Kleus*. Em todos os procedimentos estatísticos foi adotado o nível de significância de 5% ($p \leq 0,05$).

Capítulo IV – Resultados

Os resultados são apresentados conforme a análise estatística das médias e respetivos desvios padrão das variáveis dependentes e independentes, na atividade muscular e na cinemática do exercício de *push-up*.

4.1 Variáveis cinemáticas

A caracterização e análise das variáveis cinemáticas tempo e velocidade, visam a compreensão da atividade muscular nas diferentes fases do exercício *push-up* [descendente-aceleração (DA); descendente-desaceleração (DD), ascendente-aceleração (AA) e ascendente-desaceleração (AD)], no do período pré-exaustão (primeiras três repetições) e no período exaustão (últimas três repetições).

4.1.1 Período pré-exaustão

Os valores médios e respetivo desvio padrão do tempo e da velocidade de movimento possibilitaram a caracterização das fases dos exercícios de *push-up* analisados (Tabela 4).

Tabela 4 - Valores médios e respetivo desvio padrão da duração temporal e da velocidade vertical do tronco obtidos durante as quatro fases cinemáticas [descendente - aceleração (DA); descendente - desaceleração (DD), ascendente - aceleração (AA) e ascendente-desaceleração (AD)] dos exercícios de *push-up* em superfície estável e instável, durante o período pré-exaustão.

Exercício	Fase	Tempo (S)	Velocidade (m.s ⁻¹)
PU estável	DA	0.40 ± 0.05	-2.85 ± 0.33
	DD	0.49 ± 0.08	-2.17 ± 0.34
	AA	0.43 ± 0.10	2.87 ± 0.31
	AD	0.32 ± 0.10	3.00 ± 0.44
PU instável	DA	0.41 ± 0.08	-2.75 ± 0.37
	DD	0.52 ± 0.11	-2.39 ± 0.56
	AA	0.42 ± 0.07	2.91 ± 0.30
	AD	0.35 ± 0.09	3.02 ± 0.32

Não se verificaram diferenças em relação à duração temporal de ambos os exercícios ($p = 0.15$). Contudo verificou-se uma diferença significativa entre fases ($p = 0.006$; $\eta^2 = 0.42$; $op = 0.97$; Fig.12). A fase DD é em média 7% superior às restantes fases ($p < 0.02$ para todas as fases; Fig. 13). Esta diferença temporal foi igual entre exercícios (interação exercício*fase:

$p = 0.75$), o que significa que o tipo de exercício não afetou a duração das fases que o constituem (Tabela 4).

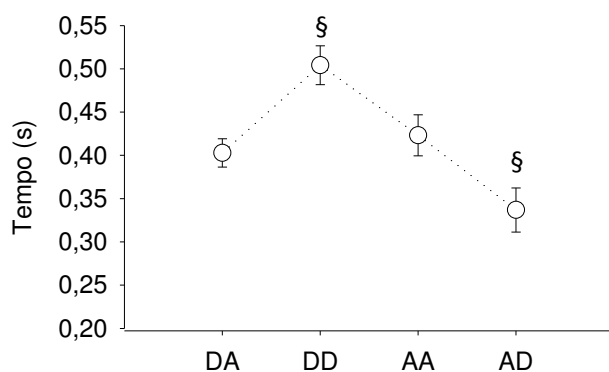


Figura 12 - Média e respetivo erro padrão da duração temporal das quatro fases cinemáticas [descendente - aceleração (DA); descendente - desaceleração (DD), ascendente - aceleração (AA) e ascendente-desaceleração (AD)] - § ($p < 0.05$).

Em relação à velocidade vertical do tronco não se verificaram diferenças entre exercícios ($p = 0.78$). Todavia verificou-se um efeito fase. Quando conjugado os dados de ambos exercícios verificou-se que a magnitude da velocidade observada nas fases de AA e AD é idêntica. Contudo durante o período descendente observaram-se diferenças nas velocidades médias atingidas durante as fases DA e DD ($p < 0.01$; Fig. 13). A fase DD atingiu, em média, uma magnitude de velocidade 0.052 m/s superior à da fase DA.

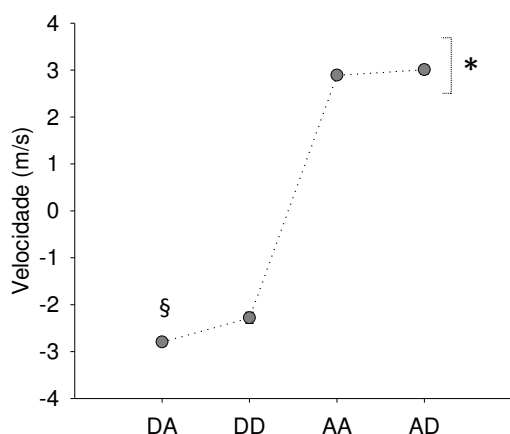


Figura 13 - Média e respetivo erro padrão da velocidade vertical do tronco observada durante as quatro fases cinemáticas [descendente-aceleração (DA); descendente-desaceleração (DD), ascendente-aceleração (AA) e ascendente-desaceleração (AD)]. * - Velocidade vertical do tronco observada nas fases AA e AD significativamente diferentes da observada nas fases DA e DD. § - Velocidade vertical do tronco observada na fase DA significativamente inferior à observada na fase DD ($p < 0.01$).

4.1.2 Período exaustão

A condição de exaustão implicou que os sujeitos realizassem o maior número de repetições em cada um dos exercícios levados até à falha. Relativamente ao exercício PU estável os sujeitos realizaram 25 ± 10 repetições e no PU instável realizaram 24 ± 9 repetições. Não se verificaram diferenças estatísticas relativamente ao número de repetições executadas ($p = 0.82$).

Quando analisada a variável tempo no período final de uma série de repetições levadas à exaustão, verificou-se uma interação exercício*fase ($p = 0.01$; $\eta^2 = 0.29$; $op = 0.80$). Foram observadas diferenças significativas na fase AD (Fig. 14). Isto porque a duração da fase AD do exercício instável é significativamente superior à do exercício estável na mesma fase (+0.14s; $p = 0.005$).

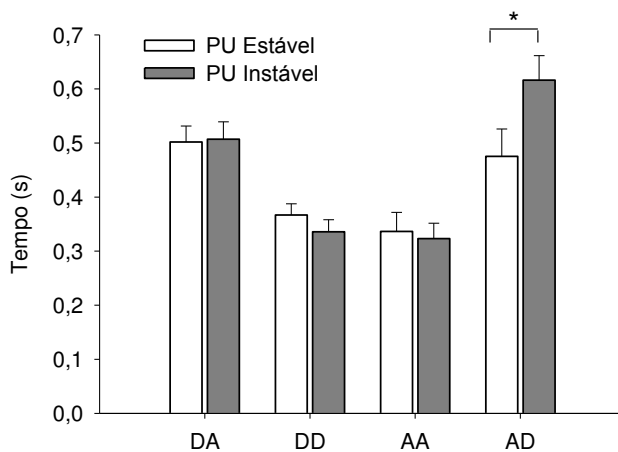


Figura 14 - Média e respetivo erro padrão da duração temporal das quatro fases cinemáticas [descendente-aceleração (DA); descendente-desaceleração (DD), ascendente-aceleração (AA) e ascendente-desaceleração (AD)] do exercício *push-up* realizado numa superfície estável (PU estável) ou numa superfície instável (PU instável) durante o protocolo de exaustão. * - Duração da fase AD do PU instável significativamente superior à do PU estável ($p=0.005$).

Relativamente à velocidade vertical do tronco verificou-se um efeito exercício ($p=0.006$; $\eta^2=0.55$; $op = 0.88$), significando que em situação de fadiga a magnitude da velocidade de ambos exercícios é diferente. Durante a fase ascendente do exercício instável a magnitude da velocidade foi 0.13 m/s inferior à da observada no exercício estável (tabela 5). Enquanto durante a fase descendente a magnitude foi 0.26 m/s superior à do estável (tabela 5). À semelhança do que se verificou na condição sem fadiga houve uma diferença entre fases ($p<0.001$; $\eta^2 = 0.99$; $op = 1.0$), mas não se verificaram diferenças na interação exercício*fase ($p = 0.27$).

Tabela 5 - Valores médios e respetivo desvio padrão da velocidade vertical do tronco ($m.s^{-1}$) nas quatro fases cinemáticas [descendente-aceleração (DA); descendente-desaceleração (DD), ascendente-aceleração (AA) e ascendente-desaceleração (AD)] do exercício *push-up* realizado numa superfície estável (PU estável) ou numa superfície instável (PU instável) durante o protocolo de exaustão

Exercício	Fases cinemáticas			
	DA	DD	AA	AD
PU estável	-2.77 ± 0.34	-2.22 ± 0.53	2.59 ± 0.39	2.63 ± 0.31
PU instável	-2.94 ± 0.43	-2.57 ± 0.45	2.60 ± 0.52	2.35 ± 0.41

4.2 Atividade muscular dos Agonistas

Os pontos que se seguem analisam a atividade muscular dos músculos agonistas, nomeadamente as três porções do grande peitoral, deltoide anterior e tricípite braquial, no período pré-exaustão (primeiras três repetições) e no período exaustão (últimas três repetições).

4.2.1 Período pré-exaustão

A figura 15 apresenta os valores médios e respetivos erros padrão, para a ativação muscular das porções clavicular, esternal e condral do grande peitoral, obtidos para as quatro fases cinemáticas dos exercícios *push-up* em superfície estável e em superfície instável. Os resultados são relativos apenas a oito dos onze sujeitos, dado em três deles os valores obtidos durante a realização do PU instável foram considerados *outliers* extremos. Desta forma, os referidos sujeitos foram removidos da análise estatística no que concerne à ativação do grande peitoral. Os resultados indicam que o comportamento da ativação das três porções do grande peitoral, varia significativamente ao longo das quatro fases cinemáticas (interação musculo*fase: $p < 0.001$; $\eta^2 = 0.78$; $op = 1.0$; Fig. 15).

Para todas as porções do grande peitoral a maior atividade ocorre na fase ascendente. Isto é, ocorre durante a ação concêntrica do músculo em questão. Este comportamento foi idêntico para ambas as condições de realização do *push-up* (superfície estável vs. superfície instável; interação exercício*músculo*fase: $p = 0.82$; Fig. 15).

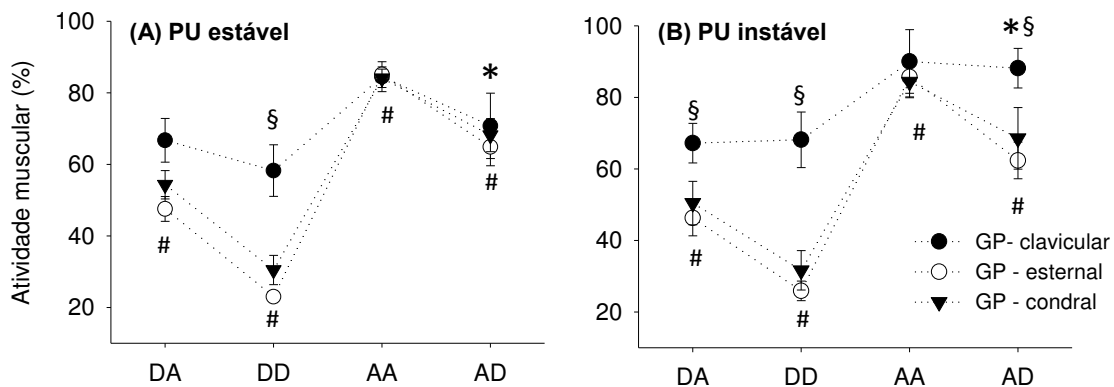


Figura 15 - Média e respetivo erro padrão da atividade muscular normalizada das porções clavicular, esternal e condral do grande peitoral para as quatro fases cinemáticas [descendente aceleração (DA); descendente desaceleração (DD), ascendente aceleração (AA) e ascendente desaceleração (AD)] do exercício push-up realizado numa superfície estável (A) ou numa superfície instável (B), na condição pré-exaustão. # - Atividade muscular das porções esternal e condral do grande peitoral significativamente diferente em todas as fases cinemáticas ($p < 0.001$). * - Atividade muscular da porção clavicular do grande peitoral durante a fase AD significativamente diferente as restantes ($p < 0.001$). § - Atividade muscular da porção clavicular significativamente diferente da atividade muscular das porções esternal e condral do grande peitoral.

Embora a ativação de cada uma das porções do grande peitoral seja semelhante entre exercícios (interação exercício*musculo: $p = 0,23$), o seu comportamento difere entre si. Para ambas condições do exercício de *push-up* (superfície estável vs. superfície instável), foram verificadas diferenças significativas entre os níveis médios de ativação das três porções do grande peitoral ($p = 0.03$; $\eta^2=0.44$; $op = 0.91$ e $p = 0.003$; $\eta^2 = 0.57$; $op = 0.94$, respetivamente; Fig. 16).

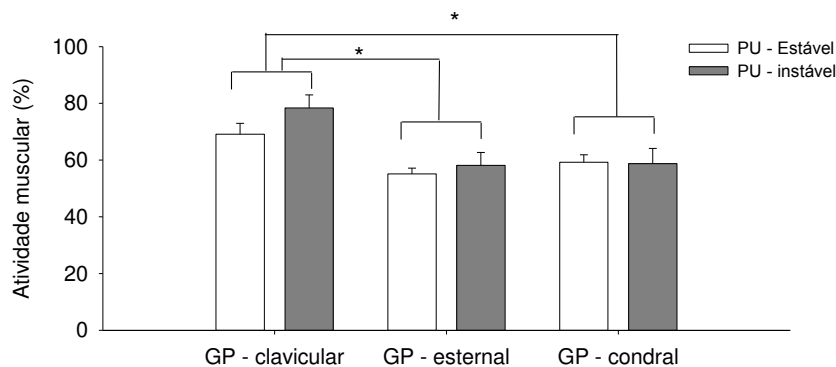


Figura 16 - Média e respetivo erro padrão da atividade muscular porções clavicular, esternal e condral do grande peitoral para o exercício push-up realizado numa superfície estável ou numa superfície instável. * - atividade muscular média da porção clavicular significativamente superior à atividade muscular média das porções esternal e condral ($p < 0.001$).

No caso do *push-up* realizado na superfície estável a ativação da porção clavicular do grande peitoral foi significativamente superior à da porção esternal (+13.95%; $p = 0.003$) e da porção condral (+9.85%; $p = 0.01$) (Fig. 16). Quando realizado sobre a superfície instável, verificou-se que a porção clavicular do grande peitoral apresentou uma ativação média mais elevada relativamente à porção esternal (+22.89%; $p=0.006$) e à porção condral (+19.64%; $p = 0.003$) (Fig. 16).

Os valores referentes à ativação do deltoide anterior, para ambas as condições (plataforma estável vs. plataforma instável) ao longo das quatro fases cinemáticas, encontram-se na tabela 6. Quando analisada a atividade do deltoide anterior em função das fases cinemáticas (DA, DD, AA, AD) e da condição do exercício (superfície estável vs. superfície instável), não se observam diferenças significativas entre si (interação exercício*fase: $p = 0.38$).

Tabela 6 - Valores médios e respetivo desvio padrão da atividade muscular do deltoide anterior e tricípite braquial nas quatro fases cinemáticas [descendente-aceleração (DA); descendente-desaceleração (DD), ascendente-aceleração (AA) e ascendente-desaceleração (AD)] do exercício *push-up* realizado numa superfície estável ou numa superfície instável, na condição pré-exaustão.

Exercício	Fase	Deltoide Anterior	Tricípite Braquial
PU estável	DA	48.56 ± 16.56%	51.07 ± 20.91%
	DD	27.37 ± 11.35%	31.85 ± 11.81%
	AA	82.21 ± 16.43%	78.19 ± 16.93%
	AD	59.31 ± 27.29%	73.38 ± 19.46%
PU instável	DA	48.81 ± 17.51%	63.56 ± 24.24%
	DD	23.77 ± 10.24%	45.30 ± 10.64%
	AA	87.06 ± 9.35%	95.61 ± 24.43%
	AD	52.38 ± 17.71%	76.03 ± 24.43%

Ambas as condições de exercício produziram níveis médios de ativação do deltoide semelhantes (efeito exercício: $p = 0.66$; PU estável: 54.36 ± 27.01%; PU instável: 53.01 ± 26.63%). Contudo, foi observado um efeito fase ($p < 0.001$; $\eta^2 = 0.74$; $op = 1.0$). Para ambas condições, verificou-se que a atividade muscular do deltoide anterior na fase AA foi claramente superior à ativação observada na fase AD, na fase DA e na fase DD (84.64 ± 13.28%; 55.85 ± 22.73%; 48.69 ± 16.63%; 25.57 ± 10.71%, respetivamente; $p < 0.001$; Fig. 17). Contrariamente, na fase DD a atividade do deltoide anterior foi significativamente inferior ao observado nas outras fases ($p < 0.001$; Fig. 17A).

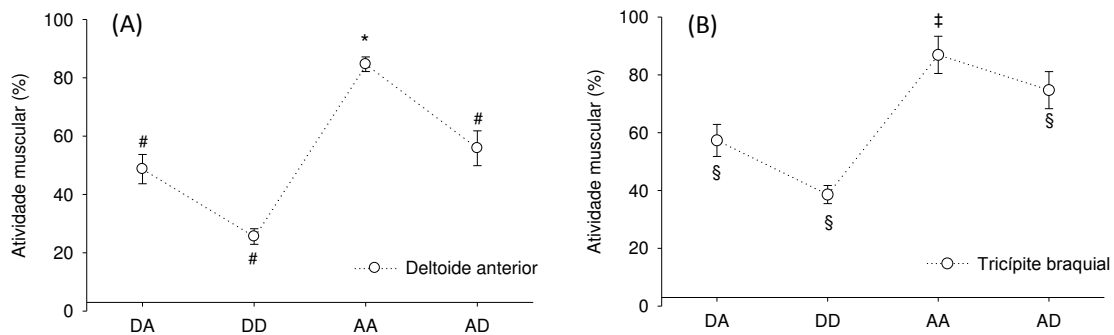


Figura 17 - Média e respetivo erro padrão da atividade muscular normalizada do deltoide anterior (A) e do tricípite braquial (B) para as quatro fases cinemáticas [descendente-aceleração (DA); descendente-desaceleração (DD), ascendente-aceleração (AA) e ascendente-desaceleração (AD)] do exercício *push-up* na condição pré-exaustão. Atividade muscular do deltoide anterior: # - significativamente diferente entre as fases DA, DD e AD ($p < 0.05$); * - fase AA significativamente diferente das fases DA e DD ($p < 0.05$). Atividade muscular do tricípite braquial: § - significativamente diferente entre as fases DA, DD e AD ($p < 0.05$); ‡ - fase AA significativamente diferente das fases DA e DD ($p < 0.05$)

No que diz respeito à ativação do tricípite braquial, não foram observadas diferenças relativas à interação exercício*fase ($p = 0.17$; $\eta^2 = 0.14$; $op = 0.4$; Tabela 6), mas constatou-se um efeito exercício ($p = 0.01$; $\eta^2 = 0.48$; $op = 0.79$). No PU instável, o tricípite braquial apresenta maiores níveis de ativação do que no PU estável ($70.13 \pm 29.03\%$ e $58.62 \pm 25.31\%$ respetivamente). Observou-se ainda um efeito fase ($p < 0.001$; $\eta^2 = 0.60$; $op = 1.0$). Em ambos exercícios, o tricípite braquial apresenta maior ativação média nas fases AA e AD do que nas fases DA e DD ($86.90 \pm 24.90\%$; $74.71 \pm 21.60\%$; $57.31 \pm 23.00\%$; $38.57 \pm 12.95\%$; respetivamente; $p < 0.05$; Fig. 17B).

4.2.2 Período exaustão

A realização do exercício *push-up* em superfície estável até à exaustão, produziu um aumento significativo da atividade muscular de todas as porções do grande peitoral (+86 a 139%; $p < 0.001$; Fig. 18A). Embora nas primeiras repetições do exercício se tenha verificado diferenças significativas entre a ativação das porções, esta diferença esvaneceu-se nas últimas repetições do protocolo exaustão (efeito músculo*exaustão: $p = 0.54$).

O aumento da atividade muscular das porções do grande peitoral também foi evidente no protocolo de exaustão com o PU instável (efeito fadiga: $p < 0.001$; $\eta^2 = 0.95$; $op=1.0$). Ou seja, nas últimas repetições, a atividade muscular das porções do grande peitoral foi significativamente superior ao observado nas três primeiras repetições do exercício (+82 a 160%; Fig. 18B).

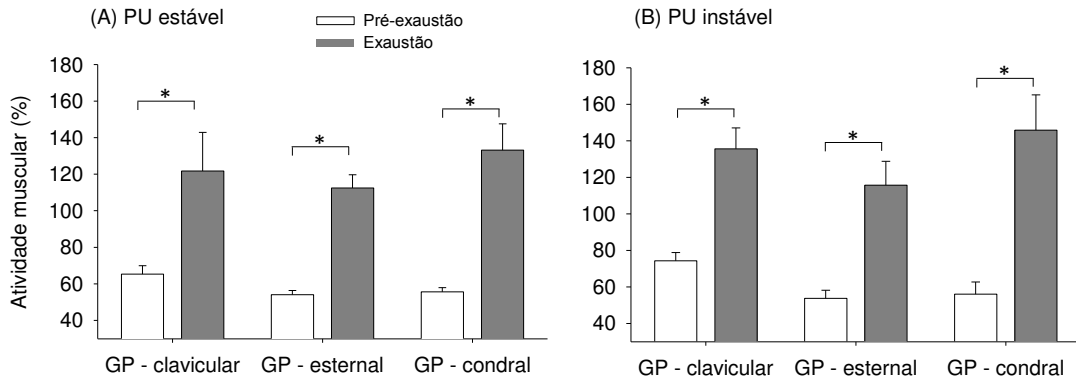


Figura 18 - Média e respetivo erro padrão da atividade muscular normalizada das porções clavicular, porção esternal e condral do grande peitoral durante a realização do exercício de *push-up* em superfície estável (A) e superfície instável (B), nas condições de pré-exaustão e exaustão. * - Na condição de exaustão a atividade muscular de todas as porções do grande significativamente superior ao observado na condição pré-exaustão ($p < 0.001$).

Embora os valores médios de ativação das porções do grande peitoral, produzidos no final do protocolo de exaustão com o PU instável sejam superiores ao observado com o PU estável, não se verificou qualquer diferença estatística entre exercícios para a condição exaustão ($p > 0.34$ para todas as porções do grande peitoral).

Tal como na condição pré-exaustão verificou-se uma interação musculo*fase ($p < 0.001$; $\eta^2 = 0.84$; $op = 1.0$; Fig. 19). Os valores de ativação das diferentes porções do grande peitoral, são significativamente maiores na fase ascendente do que na fase descendente do exercício ($p < 0.001$). Na fase AA do PU estável a atividade muscular da porção clavicular é significativamente inferior à atividade das porções esternal (- 49.58%; $p < 0.001$) e condral (-62.15%; $p < 0.001$). Para a mesma fase, mas durante o PU instável a atividade da porção clavicular é significativamente inferior à atividade da porção condral (- 27.42%; $p < 0.001$).

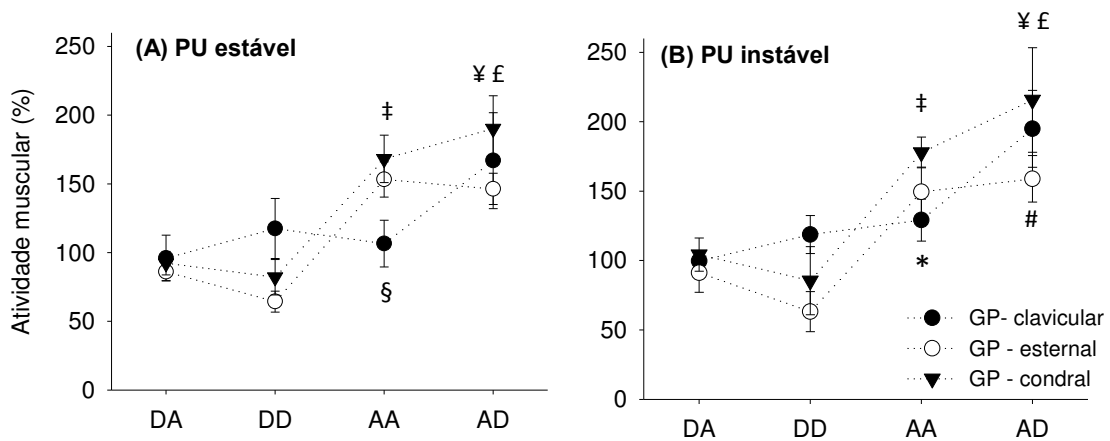


Figura 19 - Média e respetivo erro padrão da atividade muscular normalizada das porções clavicular (A), esternal (B) e condral (C) do grande peitoral para as quatro fases cinemáticas [descendente-aceleração (DA); descendente-desaceleração (DD), ascendente-aceleração (AA) e ascendente-desaceleração (AD)] do exercício *push-up* realizado numa superfície estável ou numa superfície instável, durante o protocolo de exaustão. § - Na fase AA a atividade da porção clavicular é significativamente inferior à atividade muscular das porções esternal e condral. # - Na fase AD a atividade da porção condral é significativamente superior à atividade muscular da porção esternal. * - Na fase AA a atividade da porção clavicular é significativamente inferior à atividade muscular da porção condral ($p < 0.001$). ¥ - Atividade da porção clavicular na fase AD foi significativamente superior à observada nas restantes fases ($p < 0.001$). £ - Atividade das porções esternal e clavicular na fase AD foi significativamente superior à observada nas fases DA e DD ($p < 0.001$). † - Atividade das porções esternal e clavicular na fase AA foi significativamente superior à observada na fase DD ($p < 0.001$).

No que concerne ao deltoide anterior, houve um aumento da ativação de 32.8% nas últimas repetições do exercício PU estável ($p < 0.001$; $\eta^2 = 0.67$; $op = 0.99$). Enquanto para o exercício instável verificou-se um aumento de 23.5% ($p = 0.003$; $\eta^2 = 0.65$; $op = 0.95$; tabela 7).

No caso da ativação do tricépite braquial também se verificou um aumento significativo da ativação, quer para o exercício PU estável (+71.2%; $p < 0.001$; $\eta^2 = 0.77$; $op = 0.99$) quer para o exercício PU instável (+100.7%; $p = 0.01$; $\eta^2 = 0.49$; $op = 0.79$) (tabela 7).

Quando comparado a ativação média produzida em ambos os exercícios por estes músculos, verificou-se que apresentam valores semelhantes no final da condição exaustão (deltoide anterior: $p = 0.69$ e tricépite braquial: $p = 0.18$).

No caso da ativação do deltoide anterior, verificou-se um efeito fase ($p = 0.01$; $\eta^2 = 0.34$; $op = 0.89$; Tabela 7). As fases AA ($115.02 \pm 29.45\%$) e AD ($99.75 \pm 39.78\%$) são superiores às fases DA ($87.28 \pm 67.74\%$) e DD ($61.70 \pm 79.22\%$). Para o tricépite braquial não se verificaram diferenças no efeito fases e na interação exercício*fase ($p = 0.31$; Tabela 7). Apesar disso, a fase DA apresentou um aumento da ativação no PU instável (+72.69%), quando comparado com a mesma fase do PU estável.

Tabela 7 - Valores médios e respetivo desvio padrão da atividade muscular do deltoide anterior e trícipite braquial nas quatro fases cinemáticas [descendente-aceleração (DA); descendente-desaceleração (DD), ascendente-aceleração (AA) e ascendente-desaceleração (AD)] do exercício *push-up* realizado numa superfície estável ou numa superfície instável, na condição exaustão.

Exercício	Fase	Deltoide Anterior	Trícipite Braquial
PU estável (exaustão)	DA	84.48 ± 37.01%	102.44 ± 69.70%
	DD	46.74 ± 19.74%	109.88 ± 59.41%
	AA	124.28 ± 27.66%	166.85 ± 52.51%
	AD	93.01 ± 31.50%	140.18 ± 79.41%
PU instável (exaustão)	DA	90.08 ± 90.82%	175.13 ± 176.39%
	DD	76.66 ± 110.89%	135.33 ± 145.08%
	AA	105.77 ± 29.47%	185.23 ± 102.88%
	AD	106.56 ± 47.23%	187.79 ± 81.88%

4.3 Atividade muscular dos Antagonistas

Em seguida são apresentadas as análises da atividade muscular dos músculos antagonistas, particularmente o grande dorsal e o bícipite braquial, no período pré-exaustão (primeiras três repetições) e no período exaustão (últimas três repetições).

4.3.1 Período pré-exaustão

Relativamente à ativação do grande dorsal verificou-se uma interação exercício*fase ($p = 0.04$; $\eta^2 = 0.22$; $op = 0.63$; Tabela 8). Durante a fase DA do exercício PU instável foi significativamente superior ao observado na mesma fase mas no exercício PU estável ($p=0.003$). Para ambos os exercícios verificou-se um efeito fase ($p < 0.001$; $\eta^2 = 0.56$; $op=1.0$). A maior ativação do grande dorsal foi observada na fase AA ($p < 0.001$) de ambos os exercícios, enquanto que a menor atividade foi observada na fase DD ($p < 0.001$).

O bícipite braquial apresentou níveis de ativação distintos entre exercícios ($p = 0.002$; $\eta^2 = 0.64$; $op = 0.96$; Tabela 8). No exercício estável os valores médios foram cerca de $59.34 \pm 20.75\%$, enquanto no instável foram cerca de $96.11 \pm 51.87\%$. Relativamente a este músculo também se verificou uma interação exercício*fase ($p = 0.03$; $\eta^2 = 0.36$; $op=0.92$;Tabela 8). No exercício instável as fases DA e AA são significativamente diferentes das fases DD e AD ($p < 0.001$). As fases DA e AA do exercício instável, são ainda superiores das fases DA e AA do exercício estável, respetivamente ($p < 0.001$).

Tabela 8 - Valores médios e respetivo desvio padrão da atividade muscular do grande dorsal e do bíceps braquial nas quatro fases cinemáticas [descendente-aceleração (DA); descendente-desaceleração (DD), ascendente-aceleração (AA) e ascendente-desaceleração (AD)] do exercício *push-up* realizado numa superfície estável ou numa superfície instável, na condição pré-exaustão.

Exercício	Fase	Grande Dorsal	Bíceps Braquial
PU estável	DA	61.38 ± 14.00%*	61.15 ± 16.78% #
	DD	48.82 ± 19.90%	42.72 ± 15.72%
	AA	75.70 ± 18.29%	68.00 ± 20.35% #
	AD	60.01 ± 20.93%	65.48 ± 21.84%
PU instável	DA	79.27 ± 33.96%	128.18 ± 71.37%
	DD	47.87 ± 21.98%	70.07 ± 34.73%
	AA	85.32 ± 32.73%	111.38 ± 41.16%
	AD	64.64 ± 31.99%	74.82 ± 30.74%

* - no exercício estável a fase DA é significativamente superior às fases DA do exercício PU instável ($p < 0.001$).

- no exercício PU instável as fases DA e AA, são significativamente superiores às fases DA e AA do exercício PU estável ($p < 0.001$).

4.4.2 Período exaustão

A tabela 9 apresenta os valores médios de ativação do grande dorsal e do bíceps braquial durante a realização dos exercícios PU em superfície estável e em superfície instável, na condição de exaustão. No período de exaustão do exercício PU estável a atividade muscular do grande dorsal aumentou significativamente comparativamente à condição pré-exaustão (39.7%; $p < 0.001$; $\eta^2 = 0.77$; $op = 1.0$). No exercício PU instável verificou-se igualmente um aumento da atividade do grande dorsal (32.4%; $p = 0.008$; $\eta^2 = 0.52$; $op = 0.84$). Não se verificaram diferenças entre a ativação média deste músculo produzida, quer no final do exercício PU estável (101.25 ± 41.61%), quer no final do exercício PU instável (101.44 ± 53.12%) ($p = 0.97$). Quando conjugado os valores obtidos em ambos os exercícios observou-se um efeito fase na ativação do grande dorsal ($p < 0.001$; $\eta^2 = 0.58$; $op = 0.99$). A maior atividade muscular observou-se na fase AA (125.70 ± 39.02%), sendo significativamente diferente dos valores de ativação das fases AD (108.64 ± 64%), DA (100.09 ± 39.11%) e DD (70.96 ± 32.94%).

Tabela 9 - Valores médios e respetivo desvio padrão da atividade muscular do grande dorsal e do bígite braquial nas quatro fases cinemáticas [descendente-aceleração (DA); descendente-desaceleração (DD), ascendente-aceleração (AA) e ascendente-desaceleração (AD)] do exercício *push-up* realizado numa superfície estável ou numa superfície instável, na condição exaustão.

Exercício	Fase	Grande Dorsal	Bígite Braquial
PU estável (exaustão)	DA	102.78 ± 34.89%	150.08 ± 75.28%
	DD	76.68 ± 33.97%	88.52 ± 55.22%
	AA	124.74 ± 37.25%	142.89 ± 51.40%
	AD	100.83 ± 49.10%	80.44 ± 37.01%
PU instável (exaustão)	DA	97.40 ± 44.49%	155.37 ± 76.03%
	DD	65.25 ± 32.44%	81.40 ± 28.62%
	AA	126.66 ± 42.51%	142.82 ± 67.28%
	AD	116.45 ± 69.90%	96.92 ± 55.55%

Ao analisar a atividade do bígite braquial durante a execução exercício PU estável, verificou-se que a ativação aumentou cerca de 56% no período final do exercício comparativamente com o período inicial ($p < 0.001$; $\eta^2 = 0.75$; $op = 1.0$). Esta diferença foi mais acentuada nas fases AA e DA (interação exaustão*fases: $p = 0.001$; $\eta^2 = 0.41$; $op = 0.96$). No caso do exercício instável levado à exaustão não se verificaram alterações significativas na ativação do bígite braquial entre o período pré-exaustão e exaustão ($p = 0.09$; $\eta^2 = 0.27$; $op = 0.41$). Apesar de não significativo verificou-se um aumento na ativação de aproximadamente 23%. Quando efetuada a comparação entre exercícios, não se verificou uma diferença significativa na ativação do bígite braquial durante a condição de exaustão ($p = 0.72$).

4.4 Atividade muscular dos estabilizadores

Por último, são apresentadas as análises da atividade muscular dos músculos estabilizadores, no período pré-exaustão e no período exaustão. Especificamente o trapézio superior, o grande dentado, o eretor da espinha e o oblíquo externo.

4.4.1 Período pré-exaustão

Na análise da ativação do trapézio superior verificou-se um efeito exercício ($p = 0.01$; $\eta^2 = 0.47$; $op = 0.76$). A ativação do trapézio superior durante o exercício instável foi, em média, 37.79% superior ao observado no exercício PU estável. Observou-se ainda uma interação exercício*fase ($p = 0.01$; $\eta^2 = 0.25$; $op = 0.77$; Fig. 20A). Esta interação revelou que

a ativação do trapézio superior observado nas fases DA e AA durante a realização do exercício PU instável foi significativamente maior ao observado nas mesmas fases para exercício PU estável ($p < 0.001$; Fig. 20B).

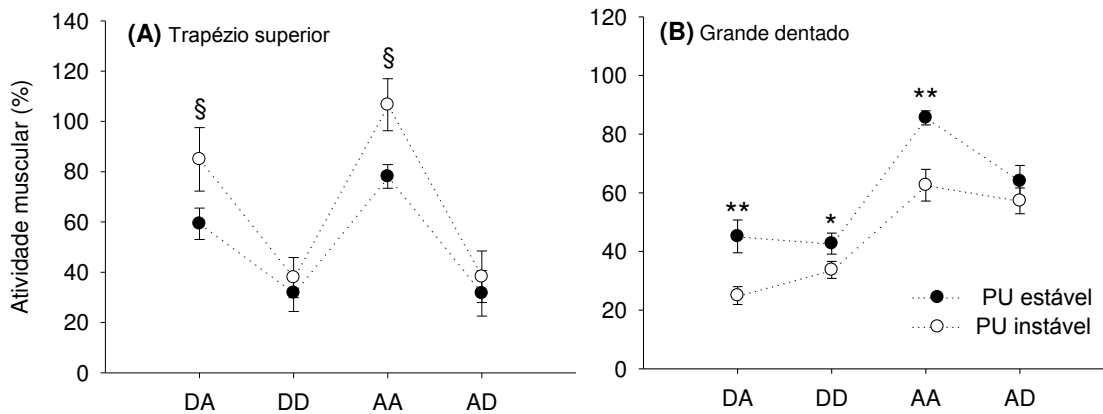


Figura 20 - Média e respetivo erro padrão da atividade muscular normalizada do trapézio superior (A) e do grande dentado (B) para as quatro fases cinemáticas [descendente-aceleração (DA); descendente-desaceleração (DD), ascendente-aceleração (AA) e ascendente-desaceleração (AD)] do exercício *push-up* realizado em superfície estável (PU estável) e em superfície instável (PU instável) durante a condição pré-exaustão. § - A ativação do trapézio superior observado nas fases DA e AA durante o exercício PU instável foi significativamente maior ao observado nas mesmas fases do exercício PU estável ($p < 0.001$). Na figura B, pode-se observar que a ativação do grande dentado nas fases DA, DD e AA do exercício PU instável foi significativamente inferior ao observado nas mesmas fases do exercício PU estável (** - $p < 0.001$ e * - $p < 0.01$).

Durante a realização do exercício PU estável, o grande dentado apresentou uma ativação média significativamente superior à observada no exercício PU instável (+14.71%; $p = 0.01$; $\eta^2 = 0.50$; $op = 0.81$). Observou-se também diferenças significativas na interação exercício*fase ($p = 0.003$; $\eta^2 = 0.36$; $op = 0.92$; Fig. 20B). Contrariamente ao trapézio superior, a ativação do grande dentado nas fases DA, DD e AA do exercício PU instável foi significativamente inferior ao observado nas mesmas fases do exercício PU estável fase AA no exercício estável foi significativamente superior a todas as fases, mesmo entre exercícios.

Quer para o trapézio superior, quer para o grande dentado, foi na fase ascendente que se observou a maior ativação dos mesmos, independentemente do tipo de exercício ($p < 0.002$, para ambos músculos).

A figura 21 apresenta os valores da atividade muscular do eretor da espinha e do oblíquo externo produzida durante os exercícios de *push-up* em superfície estável e em superfície instável. No caso do músculo eretor da espinha, verificou-se uma interação exercício*fase ($p = 0.01$; $\eta^2 = 0.28$; $op = 0.77$; Fig. 21A). Isto indica que a atividade do eretor da espinha durante as fases DA e AA do exercício PU instável e foi significativamente superior ao observado nas mesmas fases do exercício PU estável (+28.10% e + 10.06%,

respetivamente; Fig. 21A). Também para a ativação deste músculo foi observado um efeito fase ($p < 0.001$; $\eta^2 = 0.76$; $op = 1.0$). No exercício estável bem como no instável, as fases AA ($81.94 \pm 21.05\%$) e AD ($62.71 \pm 21.03\%$) foram em média superiores às fases DA ($48.88 \pm 16.01\%$) e DD ($28.19 \pm 10.57\%$) ($p < 0.001$).

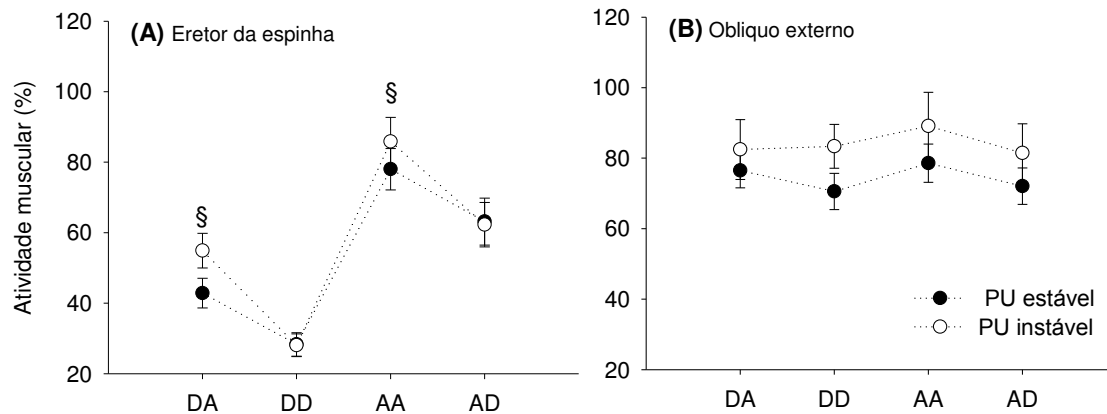


Figura 21 - Média e respetivo erro padrão da atividade muscular normalizada do eretor da espinha (A) e do oblíquo externo (B) para as quatro fases cinemáticas [descendente-aceleração (DA); descendente-desaceleração (DD), ascendente-aceleração (AA) e ascendente-desaceleração (AD)] do exercício *push-up* realizado em superfície estável (PU estável) e em superfície instável (PU instável) durante a condição pré-exaustão. § - A ativação do eretor da espinha observado nas fases DA e AA do exercício PU instável foi significativamente maior ao observado nas mesmas fases para exercício PU estável ($p < 0.05$).

Relativamente à atividade do oblíquo externo não se observaram diferenças significativas entre exercícios (efeito exercício: $p = 0.23$), nem entre fases ($p = 0.80$) (Fig. 21B). Contudo no exercício instável verificou-se uma maior ativação média ($86.66 \pm 29.34\%$) comparativamente com o estável ($74.42 \pm 16.85\%$) (Fig. 21B).

4.4.2 Período exaustão

No final da condição de exaustão verificou-se um aumento significativo da atividade do trapézio superior, quer para o exercício estável ($+49.19\%$; $p = 0.02$) quer para o exercício instável ($+44.88\%$; $p=0.03$). Contudo não se verificou um efeito exercício ($p = 0.24$). Isto significa que no final de ambos os exercícios os níveis de ativação do trapézio superior foram idênticos. Tal como na condição pré-exaustão também se observou-se um efeito fase ($p=0.001$; $\eta^2 = 0.40$; $op = 0.95$; Tabela 10). Nas fases DA e AA o trapézio superior apresentou médias de ativação superiores à das fases DD e AD. É de notar que a ativação do trapézio superior na fase AA foi significativamente maior ao observado na fase AD e na fase DD ($p<0.02$).

Tabela 10 - Valores médios e respetivo desvio padrão da atividade muscular do trapézio superior e do grande dentado nas quatro fases cinemáticas [descendente aceleração (DA); descendente desaceleração (DD), ascendente aceleração (AA) e ascendente desaceleração (AD)] do exercício *push-up* realizado numa superfície estável ou numa superfície instável, durante a condição de exaustão.

Exercício	Fase	Trapézio Superior	Grande Dentado
PU estável (exaustão)	DA	119.44 ± 99.05%	68.31 ± 22.58%*
	DD	53.77 ± 42.09%	57.67 ± 16.66%
	AA	145.95 ± 89.80%	127.05 ± 18.91%
	AD	78.42 ± 85.46%	98.25 ± 26.44%
PU instável (exaustão)	DA	125.68 ± 76.29%	49.65 ± 27.84%
	DD	64.35 ± 44.60%	48.87 ± 19.19%
	AA	196.91 ± 147.13%	121.05 ± 39.15%
	AD	96.53 ± 91.51%	107.51 ± 26.54%

*a fase DA do exercício estável é significativamente superior à observada na mesma fase do exercício instável ($p=0.002$).

A realização dos exercícios PU estável e PU instável até à exaustão, levaram a um aumento significativo da ativação do grande dentado comparativamente à condição pré-exaustão [(+28.5%; $p < 0.001$; $\eta^2 = 0.79$; $op = 1.0$) e (+37.13%; $p < 0.001$; $\eta^2 = 0.81$; $op = 1.0$), respetivamente]. Na comparação da ativação do grande dentado entre exercícios, observou-se uma interação exercício*fase ($p = 0.03$; $\eta^2 = 0.24$; $op = 0.67$; Tabela 10). A ativação do grande dentado durante a fase DA do exercício PU estável foi significativamente superior à observada na mesma fase do exercício PU instável ($p = 0.002$). Quando conjugados os valores dos exercícios verificou-se um efeito fase ($p < 0.001$; $\eta^2 = 0.80$; $op = 1.0$) A ativação média das fases AA e AD foi superior à ativação média das fases DA e DD ($p < 0.001$).

A figura 22 representa os valores de ativação do eretor da espinha e do oblíquo externo durante a realização dos exercícios de *push-up* em superfície estável e em superfície instável para condição de exaustão.

Relativamente ao eretor da espinha verificou-se um aumento significativo da atividade muscular no momento próximo da exaustão, quer para o exercício PU estável (+44.72%; $p < 0.001$; $\eta^2 = 0.82$; $op = 1.0$) quer para o exercício PU instável (+44.78%; $p < 0.001$; $\eta^2 = 0.77$; $op = 1.0$). Não se verificaram diferenças na atividade do eretor da espinha entre exercícios, para a condição exaustão. ($p = 0.38$; Fig 22A). Tal como na condição pré-exaustão manteve-se o efeito fase ($p < 0.001$; $\eta^2 = 0.47$; $op = 0.99$). As fases AA (120.02 ± 49.45%) e AD (110.15 ± 35.92%) apresentaram uma média de ativação superior à das fases DA (93.12 ± 32.21%) e DD (77.45 ± 37.26%), para os exercícios PU estável e PU instável.

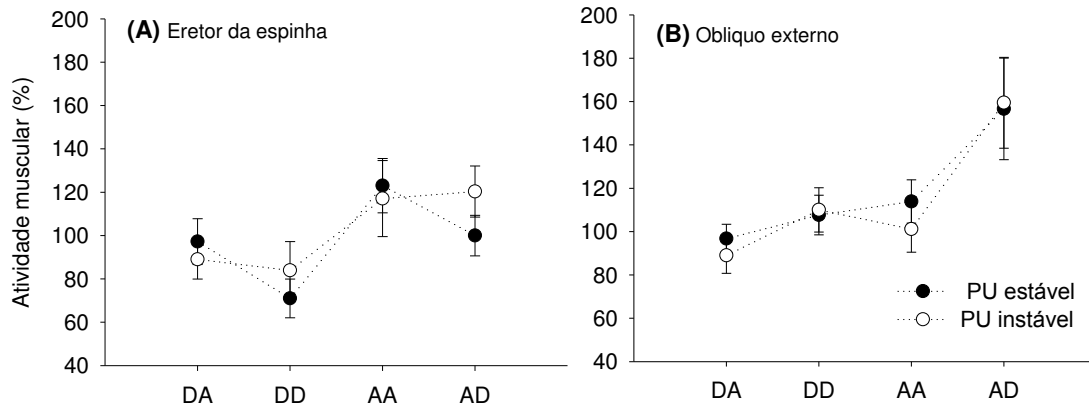


Figura 22 - Média e respetivo erro padrão da atividade muscular normalizada do eretor da espinha (A) e do oblíquo externo (B) para as quatro fases cinemáticas [descendente-aceleração (DA); descendente-desaceleração (DD), ascendente-aceleração (AA) e ascendente-desaceleração (AD)] do exercício *push-up* realizado em superfície estável (PU estável) e em superfície instável (PU instável) durante a condição pré-exaustão. § - A ativação do eretor da espinha observado nas fases DA e AA do exercício PU instável foi significativamente maior ao observado nas mesmas fases para exercício PU estável ($p < 0.05$).

Ao longo do exercício estável verificou-se um aumento significativo da ativação do oblíquo externo (+44.28%; $p = 0.004$; $\eta^2 = 0.59$; $op = 0.93$). Este fenómeno também ocorreu ao longo do exercício instável (+28.24%; $p = 0.02$; $\eta^2 = 0.46$; $op = 0.75$). Contudo no final de ambos os exercícios não foram verificadas diferenças estatísticas na ativação do oblíquo externo (exercício estável: $118.71 \pm 50.13\%$; exercício instável: $114.90 \pm 50.88\%$; $p = 0.70$; Fig. 22B).

Contrariamente à situação pré-exaustão observou-se um efeito fase ($p = 0.004$; Fig. 22B). Ao analisar os exercícios em conjunto, verificou-se que a fase AD ($158.01 \pm 71.94\%$) apresentou níveis médios de ativação mais elevados que as fases AA ($107.53 \pm 34.01\%$), DA ($92.87 \pm 24.59\%$) e DD ($108.81 \pm 31.45\%$).

Capítulo V – Discussão dos Resultados

Os pontos que se seguem discutem principalmente os resultados obtidos por grupos musculares (agonistas, antagonistas e estabilizadores), na condição de pré-exaustão e de exaustão. Procura-se com isto uma explicação coerente dos resultados alcançados, argumentada em estudos prévios e bibliografia adequada.

5.1 Discussão dos resultados pré-exaustão

O *push-up* é um exercício extremamente utilizado em programas de desenvolvimento da força dos músculos superiores do tronco. No entanto, por se tratar de um exercício limitado ao peso corporal do indivíduo, o *push-up* tem sido sujeito a alterações que desafiam a estabilidade, com o objetivo de aumentar a atividade muscular.

No sentido de melhor compreender o padrão de ativação das várias massas musculares produzidas por diferentes variantes do exercício de *push-up*, este estudo propôs-se a investigar as alterações na atividade muscular induzidas pelo *push-up* realizado em superfície estável (no solo) e pelo *push-up* realizado em superfície instável (na BOSU). Estudos anteriores têm concluído que o exercício *push-up* realizado em superfícies instáveis aumenta a atividade dos músculos agonistas (grande peitoral, deltoide anterior e tricípite braquial) e da parede abdominal (Snarr e Esco, 2013; Lehman et al., 2006; Tucker et al., 2010). Contudo outros não verificaram tais alterações relativamente à atividade dos músculos agonistas (Lehman et al., 2006), bem como para os músculos antagonistas (Howarth et al., 2008), e estabilizadores (Lehman et al., 2008; Martins et al., 2008).

De acordo com os resultados obtidos relativamente às variáveis cinemáticas, no período pré-exaustão, não se verificaram diferenças significativas quer na duração temporal quer na velocidade vertical de execução produzida por ambos exercícios. Dado que a velocidade de execução influencia a ativação muscular, o tempo de subida e de descida foi controlado para que não houvessem diferenças na execução dos diferentes exercícios.

5.1.1 Músculos agonistas

No presente estudo, o grande peitoral foi analisado tomando em consideração as três porções anatómicas que o constituem (porções clavicular, esternal e condral). Vários estudos têm demonstrado que estas porções podem ser ativadas de forma distinta, dependendo do padrão biomecânico exigido pela realização de diferentes ações motoras.

Por exemplo, a porção clavicular participa na flexão do braço até aos 60 graus, enquanto a porção condral produz a extensão do braço desde a posição de flexão (Floyd, 2012; Palastanga e Soames, 2012). Na globalidade o músculo peitoral tem um papel importante na realização dos exercícios de *push-up*, *de pull-up* e de lançamentos (Floyd, 2012). Durante a realização de exercícios de *push-up* as diferentes porções do grande peitoral podem apresentar níveis de ativação distintos. Kang et al. (2014) analisaram a atividade muscular do ombro e dos músculos do tronco durante a realização do *push-up* tradicional e do *push-up* com o tronco fletido. Os autores concluíram que a atividade do grande peitoral porção esternal e do reto abdominal foi superior no *push-up* tradicional. Por outro lado, a porção clavicular e o grande dentado apresentaram maior ativação quando o *push-up* foi realizado com o tronco fletido. Isto sugere que o tipo de exercício pode ativar seletivamente os músculos sobre diferentes condições.

Os resultados deste estudo indicam que durante os exercícios de *push-up* o padrão de ativação das porções do grande peitoral é diferente. No caso do exercício PU estável, a porção clavicular apresentou em média uma ativação superior à do grande peitoral porção esternal (+13.95%) e à do grande peitoral porção condral (+9.85%). Igualmente no exercício PU instável, porção clavicular apresentou uma maior ativação que a porção esternal (+22.89%) e a porção condral (+19.64%). Para todas as porções a maior ativação ocorre durante a fase de aceleração do período ascendente de ambos os exercícios de *push-up*.

Embora a ativação observada seja superior no exercício instável, não se verificaram diferenças estatísticas significativas entre os exercícios quando analisados os valores de todas as fases em conjunto. No entanto, a análise efetuada de acordo com as fases cinemáticas do exercício mostra que, durante o exercício PU instável, a atividade da porção clavicular é significativamente superior à das porções esternal e condral para todas as fases, à exceção da fase AA. Enquanto durante o exercício PU estável, a atividade da porção clavicular é apenas superior durante a fase de desaceleração do período descendente (Fig. 15).

Estudos baseados nos valores da atividade EMG, têm indicado que o *push-up* realizado numa superfície instável, promove maior atividade muscular e possibilita um aumento das adaptações neuromusculares. Snarr e Esco (2013) concluíram que a atividade do grande peitoral, deltoide anterior e tricípite braquial aumenta significativamente quando o *push-up* é realizado em superfícies instáveis, comparado às superfícies estáveis. Em contrapartida, Lehman et al. (2006) não verificaram alterações no padrão de ativação

muscular do grande peitoral quando o *push-up* foi realizado numa superfície estável ou instável.

O músculo grande peitoral e o deltoide anterior trabalham em estreita colaboração nas ações de empurrar (Floyd, 2012). Tal como para o grande peitoral, a maior atividade do deltoide anterior ocorreu durante a fase de aceleração do período ascendente (ação concêntrica) e a menor atividade foi observada durante a fase de desaceleração do período descendente (ação excêntrica) (Fig. 17A). Este comportamento foi semelhante entre exercícios, indicando que a utilização da superfície instável não alterou significativamente a ativação do deltoide anterior (tabela 6).

As ações de empurrar implicam normalmente a extensão do antebraço. O tricípite braquial é o principal agonista na realização desta ação. A sua atividade pode ser consideravelmente afetada na realização de diferentes exercícios de *push-up*. Vários autores têm demonstrado que a introdução de plataformas instáveis altera a atividade do tricípite braquial. Lehman et al. (2006) verificaram que a atividade muscular do tricípite braquial aumentou significativamente quando o *push-up* foi realizado numa bola suíça.

No presente estudo, verificámos que atividade do tricípite braquial foi significativamente superior quando o exercício foi desempenhado na superfície instável (70.13%), comparativamente ao exercício realizado em superfície estável (58.62%). Tal como os resultados encontrados pelos autores previamente indicados, também neste estudo confirmou-se que o tricípite braquial, quando sujeito a condições de instabilidade, incrementa significativamente a sua atividade. Do mesmo modo que os outros músculos agonistas estudados, a atividade do tricípite braquial foi significativamente mais elevada durante a fase de aceleração do período ascendente do exercício para ambos exercícios (Fig. 17B).

5.1.2 Músculos antagonistas

Durante a realização de ações motoras, os músculos antagonistas têm um importante papel na fase de desaceleração do movimento por oposição à ação produzida pelos músculos agonistas (Enoka, 2008). Em determinadas fases do movimento os músculos agonistas e antagonistas são ativados em simultâneo, produzindo acelerações em direção opostas. Este fenómeno é conhecido por processo de coativação e é importante para

estabilização articular (Enoka, 2008). Sempre que somos expostos à aquisição de novas habilidades ou a condições que perturbam o controlo postural, a atividade dos músculos antagonistas, e consequentemente o fenómeno de coativação tende a aumentar (Shumway-cook, e Woollacott, 2011). A vantagem da utilização desta estratégia é a redução de movimentos indesejados causados por perturbações do meio, tentando manter a trajetória do movimento a mais próxima possível da desejada (Enoka, 2008).

Segundo Behm et al. (2002) a realização de exercícios em condições instáveis podem resultar no aumento da atividade dos músculos antagonistas e na diminuição da ativação dos músculos agonistas. Este fenómeno resulta na diminuição da produção de força muscular na direção do movimento desejado mas aumenta a estabilização articular.

Os referidos autores, num estudo que envolveu o exercício de extensão de perna realizado numa bola suíça comparativamente com a realização num banco estável, verificaram perdas da força muscular do quadríceps (-70,5%) e do tríceps sural (-20,2%) (músculos agonistas). No caso dos isquiotibiais (músculos antagonistas) observaram um aumento de 29,1%, quando o exercício foi realizado em circunstâncias instáveis. Um outro estudo, que analisou o *push-up* realizado em superfícies estáveis e instáveis, verificou que o grande dorsal demonstrou aumentos na atividade muscular quando o exercício foi realizado em condições instáveis (Seo et al., 2013).

Este estudo avaliou a atividade do grande dorsal e do bíceps braquial enquanto músculos antagonistas dos movimentos articulares envolvidos nos exercícios de *push-up*. Relativamente ao grande dorsal não foram observadas diferenças significativas entre exercícios, quando analisados na sua totalidade. Contudo a análise das fases cinemáticas, revelou que nas fases de aceleração do período descendente do exercício PU instável, o grande dorsal apresentou uma ativação significativamente superior ao da mesma fase no exercício PU estável (tabela 8). Howarth et al. (2008), num estudo que analisou vários músculos do tronco durante a realização do *push-up* estável, também verificou que a atividade do grande dorsal não apresentou diferenças significativas comparativamente com a elevada atividade de outros músculos. Os resultados por nós encontrados vão ao encontro dos resultados descritos nos referidos estudos. No entanto a instabilidade causada pela BOSU® pode não ser suficiente para aumentar significativamente a atividade do grande dorsal.

Relativamente à ativação do bíceps braquial, foram observados valores mais elevados durante a realização do exercício PU instável (96.11%) quando comparado ao

exercício PU estável (59.34%). Também para o bicípite braquial foi nas fases de aceleração dos períodos descendente e ascendente onde se observaram as maiores diferenças entre exercícios. A atividade do bicípite braquial nestas fases foi significativamente maior durante a realização do exercício PU instável (tabela 8). O *push-up* é um exercício tipicamente usado para desafiar as massas musculares dos membros superiores. Contudo a relação do bicípite braquial com o exercício estável e instável não está ainda bem compreendida pela literatura. Achamos, por isso, importante salientar que o aumento da atividade da musculatura do braço, na função de antagonista do movimento, pode ser conseguida através da indução de instabilidade no exercício de *push-up*.

5.1.3 Músculos estabilizadores

O grande dentado e o trapézio superior são considerados os principais estabilizadores da articulação do ombro. O *push-up* é considerado um dos melhores exercícios para fortalecer a musculatura dos estabilizadores escapulares, deste modo, este exercício tem sido muito utilizado na reabilitação do ombro com recurso a plataformas instáveis, tendo em vista o aumento da atividade muscular (Tucker et al., 2010).

Vários autores têm analisado o comportamento destes músculos na realização do exercício de *push-up* em plataformas estáveis e instáveis. Juan et al. (2015) consideraram que a maior atividade do grande dentado ocorre a cinquenta e cinco graus da extensão do cotovelo, durante a fase de contração do *push-up* tradicional, comparativamente ao *push-up* realizado com os joelhos no solo. Além disso, a atividade do trapézio superior e inferior também foram superiores na fase concêntrica do PU tradicional. Também Seo et al. (2013) verificaram que o *push-up* tradicional realizado em superfícies instáveis aumentou a atividade muscular principalmente na porção superior e média do trapézio e do grande dentado. Lee et al. (2014) investigaram o efeito de diferentes ângulos (110, 90 e 70 graus) da flexão do ombro, na execução do exercício *push-up* em superfícies instáveis. Os autores concluíram que o grande dentado obteve maior ativação muscular quando o exercício foi realizado a cento e dez graus de flexão do ombro. Já na análise do trapézio superior não obtiveram diferenças significativas nos diferentes ângulos.

No presente estudo, verificou-se que a atividade do grande dentado durante a realização do exercício PU estável foi significativamente superior ao observado durante o exercício instável (+14.71%). Por outro lado a atividade do trapézio superior foi

significativamente superior durante o exercício PU instável (+18.97% do que no PU estável). Esta diferença entre exercícios foi mais evidente durante as fases de aceleração dos períodos descendente e ascendente (Fig. 20). Num estudo semelhante, Tucker et al., (2010) compararam a ativação muscular do trapézio e do grande dentado, na realização do *push-up* convencional e na BOSU®. Os resultados demonstraram igualmente que a ativação muscular diminuiu para o grande dentado mas aumentou para a porção superior e média do trapézio. Este facto foi explicado com o aumento da ativação do grande dentado ser normalmente associado ao aumento da rotação escapular, requerendo uma maior contribuição antagonista do trapézio para promover a estabilização, resultado de uma elevação das mãos. Desta forma, os resultados por nós obtidos são coerentes com o tipo de ativação verificado no estudo anteriormente descrito, dado que utilizou o mesmo tipo de metodologia. Contudo Lehman et al. (2008), concluíram que o *push-up* realizado numa superfície instável não é suficiente para gerar um aumento significativo da atividade muscular do grande dentado nem do trapézio superior

Os músculos da parede abdominal e do eretor da espinha têm sido documentados em exercícios que envolvam a estabilização do tronco. Vários autores têm observado que exercícios desenvolvidos em superfícies instáveis facilitam o recrutamento dos músculos estabilizadores, provocando melhorias na estabilidade do tronco (Zemková, 2012; Koshiha et al., 2008; Anderson e Behm, 2005; Marshall e Murphy, 2006;). Vera-Garcia et al. (2000) verificaram que a realização do *curl-up* na bola suíça aumentou significativamente a ativação do reto abdominal (35% vs. 21%) e do oblíquo externo (10% vs. 5%) em relação ao *curl-up* desempenhado num banco estável. Mais próximo do padrão da ativação muscular imposto pelo *push-up*, Marshall e Murphy (2006) observaram que a atividade muscular do deltoide e do abdominal é significativamente superior durante a realização do exercício de supino na bola suíça. Derivado à de instabilidade, os abdominais trabalham em conjunto para manter o alinhamento correto da coluna e da pélvis, enquanto os membros se movem, resultando num aumento da atividade dos músculos estabilizadores (Collins, 2012). Lehman et al. (2006), verificaram que durante a realização do exercício *push-up* na bola suíça, a atividade do reto abdominal e do oblíquo externo aumentou significativamente quando comparado com o *push-up* em estabilidade.

No atual estudo, não foram observadas diferenças significativas entre exercícios, no que concerne à ativação do eretor da espinha e do oblíquo externo. Também não se

verificou diferenças na atividade muscular entre exercícios. Contudo, no exercício PU instável verificou-se uma ativação média do oblíquo externo superior ao observado durante o exercício PU estável (86.66% e 74.42%, respetivamente) (Fig. 21B). Howarth et al. (2008) num estudo de *push-up* tradicional, que avaliou a rigidez rotacional da articulação vertebral, concluíram que apenas o reto abdominal e o oblíquo externo e interno contribuíram para a fixação dos eixos axiais, comparativamente com o modesto aumento do eretor da espinha e o transverso abdominal. Num outro estudo, que comparou a prancha isométrica em superfícies estáveis e instáveis Czarproski et al. (2014) observaram que o maior nível de ativação abdominal foi conseguido quando o exercício foi realizado na bola suíça, comparativamente com o exercício realizado no solo e na BOSU®. A análise concluiu que o maior nível de ativação se verificou no oblíquo externo e interno relativamente à atividade produzida pelo reto abdominal. Já Freeman et al. (2006) argumenta que o aumento da ativação da parede abdominal e dos eretores da espinha podem ser alcançados nos *push-up* com batimento de palmas, quando comparado ao modesto aumento do *push-up* executado numa bola medicinal. O nosso estudo apesar de não apresentar diferenças significativas, o modesto aumento apresentado pelo oblíquo externo no PU instável corrobora com os resultados previamente obtidos pelos diferentes autores.

É relevante salientar que o recrutamento neuromuscular pode ser alterado com a instabilidade, todavia o aumento da instabilidade não influencia a atividade de todos os músculos à mesma condição.

5.2 Discussão dos resultados da condição exaustão

Sabe-se que a fadiga muscular resulta claramente de um conjunto de mecanismos que variam em função das tarefas a realizar (Enoka e Stuart, 1992). A fadiga muscular apresenta-se como a incapacidade do músculo exercer de forma contínua um determinado nível de força, levando à diminuição temporária da performance e da capacidade para desempenhar ações motoras (Dimitrova e Dimitrov, 2003; Ascensão et al., 2003; Enoka e Duchateau, 2008; Allen et al., 2008). Por outro lado, o fenómeno de exaustão é conhecido por ocorrer quando o músculo ao desempenhar um exercício, durante um longo período de tempo, atinge o seu ponto de falha (Gandevia, 2001).

Com a exaustão, verificámos que a duração temporal da fase ascendente-desaceleração do exercício PU instável foi superior ao tempo de execução do exercício PU

estável (+0.14s). Apesar da utilização de um metrónomo para controlar o movimento ascendente e descendente, este facto pode ser explicado pelo desenvolvimento da fadiga muscular. Quando os sujeitos realizaram o exercício de forma repetitiva, provavelmente começaram a parar mais tempo entre as fases ascendente e descendente, levando a um aumento da duração da fase AD. Também se observaram diferenças significativas entre exercícios no que concerne à velocidade vertical do tronco. Na fase ascendente do exercício PU instável, a magnitude de velocidade foi 0.13 m/s inferior à verificada no exercício PU estável. Isto significa que quando o exercício é realizado numa superfície instável, a fadiga parece resultar na alteração de variáveis cinemáticas. Estas diferenças cinemáticas poderiam influenciar o comportamento neuromuscular. Contudo, e da condição de exaustão ter induzido um aumento significativo da atividade muscular de todos os músculos analisados, não se verificaram diferenças significativas entre o padrão de ativação produzido pelos dois exercícios de *push-up*.

Nas contrações dinâmicas voluntárias, os músculos são ativados através da excitação dos potenciais de ação (Allen et al., 2008). A realização repetitiva do exercício *push-up* provocou um aumento significativo na atividade eletromiográfica de todos os músculos analisados. Os efeitos da fadiga muscular refletem-se sobre a eletromiografia com o aumento da frequência do sinal. Durante contrações submáximas o aumento da atividade muscular é um indício do desenvolvimento de fadiga (Enoka e Stuart, 1992). Segundo Gardiner (2001), este fenómeno representa uma adaptação do sistema neuromuscular no sentido de responder às necessidades de manutenção da realização da tarefa. Para manter a atividade submáxima, o sujeito experimenta um aumento da excitabilidade dos neurónios motores inferiores, visando responder à diminuição da capacidade do sistema muscular (Enoka e Stuart, 1992; Gardiner, 2001). Esta estratégia é frequentemente adotada durante contrações submáximas, onde é patente o recrutamento de unidades motoras e, em simultâneo, o decréscimo da frequência de disparo das unidades motoras inicialmente ativadas (Bigland-Ritchie et al., 1986; Duchateau e Hainaut, 1993).

Na condição exaustão os músculos agonistas analisados, nomeadamente o grande peitoral e o tricépite braquial aumentaram a sua ativação entre 91 a 158% aproximadamente, comparativamente à condição pré-exaustão. No caso do deltoide anterior a ativação aumentou entre 60 a 78%. Tillaar e Saeterbakken (2014) verificaram que durante a realização de 6 RM no exercício de supino, a atividade dos músculos do peitoral e

trícipite braquial apresentaram um maior incremento, comparativamente ao deltoide anterior. Embora o protocolo utilizado no presente estudo não seja semelhante, os resultados alcançados estão em consonância com o estudo descrito. Ainda no que concerne ao comportamento do grande peitoral verificámos que na condição de pré-exaustão a porção clavicular apresentou uma magnitude de ativação diferenciada das restantes porções. Contudo esta diferença esvaneceu-se com o desenvolvimento da fadiga muscular (condição exaustão). Isto sugere que com a presença de fadiga podem haver alterações nas estratégias de recrutamento das diferentes porções do grande peitoral. Vários estudos tem demonstrado que a fadiga está muitas vezes associada a alterações do padrão da ativação muscular (Rodacki et al., 2002). Em cada ação motora temos grupos musculares funcionais agonistas antagonistas e estabilizadores, que quando levados à fadiga seletivamente podem alterar a ativação e o padrão de movimento (Jarié et al., 1997). Estas alterações das estratégias neuromusculares parecem justificar as diferenças de ativação das porções do grande peitoral entre a condição pré-exaustão e exaustão.

Como verificado nos músculos agonistas, também os músculos antagonistas, nomeadamente o grande dorsal e o bicípite braquial aumentaram a sua atividade entre 23 a 94% na condição de exaustão, comparativamente à condição pré-exaustão. Contrariamente ao grande dorsal o aumento da ativação do bicípite braquial não foi significativa comparativamente à condição pré-exaustão. Também Tillaar e Saeterbakken (2014) verificaram que a atividade do bicípite braquial não se alterou ao longo do protocolo de 6 RM, referindo que não houve um efeito da fadiga sobre a atividade do músculo antagonista. Num estudo que envolveu a avaliação dos músculos agonistas e antagonistas, no exercício de extensão da perna, Kellis (1999) concluiu que durante a fase concêntrica os músculos agonista diminuíram a sua habilidade para manter a máxima força. Por outro lado os músculos antagonistas demonstraram uma atividade EMG considerável durante todo o teste, o que sugere que a fadiga não teve um efeito direto sobre o músculo antagonista.

Na condição de exaustão os músculos estabilizadores aumentaram aproximadamente entre 32 a 84%. Tillaar e Saeterbakken (2014) verificaram também um aumento da ativação dos músculos oblíquo externo e reto abdominal. Este aumento parece visar o aumento da pressão abdominal para estabilizar o tronco e conseqüentemente permitir maximizar a força produzida pelos membros superiores.

Capítulo VI – Conclusões

6.1 Conclusões

Este estudo concluiu que na condição pré-exaustão o exercício de *push-up*, desenvolvido na BOSU®, aumenta a atividade muscular de músculos agonistas, antagonistas e de estabilizadores do ombro, comparativamente com o *push-up* realizado no solo. Contudo, este aumento não se verificou para todos os músculos analisados. Permitiu-nos ainda concluir:

- Os resultados indicaram que dos músculos agonistas, apenas o tricípite braquial apresentou uma atividade significativamente superior quando o exercício foi desempenhado na superfície instável.
- Comparativamente ao comportamento dos músculos antagonistas, o exercício PU instável induziu uma maior atividade do bicípite braquial e do grande dorsal quando comparado com o exercício PU estável, em particular durante as fases de aceleração do exercício.
- No que concerne aos músculos estabilizadores, observou-se que o trapézio superior aumentou a sua atividade durante o PU instável. Por outro lado, o grande dentado apresentou uma ativação média significativamente superior no exercício PU estável. Em relação ao oblíquo externo e ao eretor da espinha não se verificaram diferenças no padrão de ativação entre o PU estável e o PU instável.
- Também se constatou que a atividade EMG dos músculos agonistas (grande peitoral, tricípite braquial e deltoide anterior) foi claramente superior durante a fase ascendente, em particular durante o momento de aceleração, em todos os exercícios. Contudo os músculos antagonistas (grande dorsal e bicípite braquial) não demonstraram uma ativação superior apenas durante a fase descendente, visto que as fases descendente-aceleração e ascendente-aceleração demonstraram maior ativação em ambos exercícios.
- A atividade dos músculos estabilizadores, nomeadamente do oblíquo externo manteve-se constante ao longo das várias fases cinemáticas de ambos os exercícios, não se verificando diferenças entre os mesmos. Contudo o eretor da espinha foi significativamente superior no exercício PU instável, comparativamente ao PU estável, em particular nas fases de aceleração.

- Na condição de exaustão, apesar da ativação muscular aumentar significativamente para todos os músculos, também não se verificaram diferenças no padrão da ativação induzidos pelo exercício PU estável e pelo exercício PU instável.

Os resultados obtidos permitem concluir que a utilização da BOSU® (superfície instável) altera o padrão de ativação de músculos antagonistas, músculos estabilizadores do ombro, bem como de músculos agonistas, em particular do tricípite braquial.

6.2 Sugestões para futuros estudos

Este estudo analisou apenas estudou a ativação muscular induzida pelo *push-up* no solo e o *push-up* na BOSU®. Dada a diversidade de superfícies instáveis seria também interessante averiguar os efeitos produzidos no padrão de ativação decorrente da utilização de outras superfícies. Também seria pertinente perceber de que forma os exercícios realizados em superfícies estáveis e instáveis influenciam o perfil da força muscular produzida pelo sujeito, quer em termos de magnitude quer em termos de estabilidade de produção de força.

Relativamente à condição de exaustão este estudo apenas averiguou as alterações na magnitude da ativação muscular. Contudo sabe-se que em cada ação motora, os grupos musculares funcionais agonistas antagonistas e estabilizadores, quando levados à fadiga seletivamente podem alterar não só a magnitude mas também o *timing* temporal da ativação muscular, e conseqüentemente o padrão de movimento (Jarié et al., 1997). Seria relevante, em particular na condição de exaustão, analisar alterações no padrão temporal da ativação dos músculos intervenientes nos exercícios de *push-up*.

Bibliografia

1. Allen, D. Lamb, G. Westerblad, H. (2008). Skeletal muscle fatigue: cellular mechanisms. *Physiol Rev* 88: 287-332.
2. American College Sports Medicine. Diretrizes do ACSM para os Testes de Esforço e a sua Prescrição (2010). Oitava Edição. Williams & Wilkins. Editora Guanabara Koogan Ltda.
3. Anderson, K. e Behm, D. (2004). Maintenance of EMG activity and loss of force output with instability. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 18(3), 637-640. National Strength & Conditioning Association.
4. Ascensão, A. et al., (2003). Fisiologia da fadiga muscular. Delimitação conceptual, modelos de estudo e mecanismos de fadiga de origem central e periférica. *Revista Portuguesa de ciências do desporto*. Vol. 3, Nº1 (108-123).
5. Barbanti, V. et al., (2004). Relevância do conhecimento científico na prática do treinamento físico. *Rev Paul Educ Fis.*, São Paulo, V. 18, p.101-09, ago 2004, N esp.
6. Basmajian, J., e De Luca, C. (1985). *Muscles alive. Their functions revealed by electromyography*. Baltimore: William & Wilkins.
7. Behm, D., Anderson, K., e Curnew, R. (2002). Muscle force and activation under stable and unstable conditions. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 16(3),416-422. National Strength & Conditioning Association.
8. Bigland-Ritchie, B., F. Furbush e J. J. Woods (1986). Fatigue of intermitente submaximal voluntary contractions: central and peripheral factors. *J Appl Physiol* 61(2): 421-9.
9. Bompa, T. (2007). *Periodización. Teoría Y Metodología del Entrenamiento*. Hispano Europea, S.A..
10. Bompa, T. e Cornacchia, L. (2010). *Musculation e Entrenamiento Avanzado*. Editorial Hispano Europea S.A..
11. Boyle, M. (2004). *Functional Training for Sports*. Human Kinetics.
12. Brook, D. (1997) *in* Holmes Place Personal Training Fundation Course. Training Academy. P. 194.

13. Castelo, J. et al., (1998). Metodologia do Treino Desportivo. Faculdade de Motricidade Humana. Edições Cruz-Quebrada – 1499, Lisboa Codex.
14. Cervera, V. (1996): Entrenamiento de fuerza y explosividad para la actividad física y el deporte de competición., INDE publicaciones.
15. Collins, A. (2012). The Complete Guide to Functional Training. Bloomsbury Publishing Plc.
16. Contreras, B., et al. (2012). The biomechanics of the push-up: Implications for resistance training Programs. Journal of Strength and Conditioning. Strength and Conditioning Association. Lippincott Williams & Wilkins.
17. Czaprowski, D. et al., (2014). Abdominal Muscle EMG Activity During Bridge Exercises on Stable and Unstable Surfaces. Physical Therapy in Sport (15) 162-168.
18. Day, S. (2002). Important factors in surface EMG measurement. Bortec Biomedical Ltd.
19. De Luca, C. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. Journal of applied biomechanics. 13, 135-163. Human Kinetics.
20. De Luca, C. (2002). Surface Electromyography: Detection and Recording. DelSys Incorporated.
21. Dick, F. (1993). Deporte & Entrenamiento. Principios del Entrenamiento Deportivo. Editorial Paidotribo.
22. Dimitrova, N.A. e Dimitrov, G.V. (2003). Interpretation of EMG changes with fatigue: facts, pitfalls, and fallacies. Journal of Electromyography and Kinesiology 13, 13-36.
23. Duchateau, J. e K. Hainaut (1993). Behaviour of short and long latency reflexes in fatigued human muscles. J Physiol 471: 787-99.
24. Enoka, R. (2008): Neuromechanics of the movement. 4th edition. Human Kinetics.
25. Enoka, R. and Duchateau, J. (2008). Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. J Physiol 586.1, 11-23.
26. Enoka, R. Stuart, D. (1992). Neurobiology of muscle fatigue. American Physiological Society. 0161-7567/92.
27. Farina, D., Merletti, R., e Enoka, R. (2004). The extraction of neural strategies from the surface EMG. J. Appl. Physiol 96:1486-1495.

28. Fields, J. (2011). An inside look at “Functional Training” and how it can improve your sports performance.
29. Floyd (2012): Manual of structural kinesiology. 8th edition. McGrawHill.
30. Freeman, S., et al. (2006). Quantifying muscle patterns and spine load during various forms of the push-up. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. American College of Sports Medicine.
31. Gandevia, S. (2001). Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological Reviews*. Vol. 81, Nº4, October 2001, USA.
32. Garcia-Massó, X., et al. (2011). Myoelectric activation and kinetics of diferente plyometric push-up exercises. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(7), 2040-2047. National Strength & Conditioning Association.
33. Gardiner (201): Neuromuscular aspects of physical activity, *Human Kinetics*.
34. Ghigiarelli, J. (2013). Advanced loading variations in the push-up exercise. *National Strength and Conditioning Association - Strength and Conditioning Journal*. Nº4, Volume 35. Lippincott Williams & Wilkins.
35. Goodman, C., et al. (2008). No difference in 1RM strength and muscle activation during the barbell chest press on a stable and unstable surface. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 1533-4287/22(1)/88-94. National Strength & Conditioning Association.
36. Gouvali, M., e Boudolos, K. (2005). Dynamic and Electromyographycal analysis in variants of push-up exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(1), 146-151. National Strength & Conditioning Association.
37. Guiselini, M. (2009). Multifuncional Exercise Training.
38. Hermns H. et al. (1999) *European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy*. SENIAM 8.
39. Horak, F. e Macpherson, J. (1996) *in Almeida, S. (2007). Análise da estabilidade postural de idosos sedentários, praticantes de exercício físico regular e atletas*. RBCEH, Passo Fundo, v. 4, n. 1, p. 39-47, jan./jun. 2007.
40. Juan, S., Suprak, D., Roach, S., e Lyda, M. (2015). The Effects of Exercise type and Elbow Angle on Vertical Ground Reaction Force and Muscle Activity During a Push-up Plus Exercise. *BMC MusculoSkeletal Disorders*.

41. Kang, D., Jung, S., Nam, D., Shin, S., Yoo, W. (2014). The Effects of Push-ups with the Trunk Flexed on the Shoulder and Trunk Muscles. *J. Phys. Ther. Sci.* 26: 909–910.
42. Kelllis, E. (1999). The effects of fatigue on the resultant joint moment, agonist and antagonist electromyographic activity at diferente angles during dynamic knee extension efforts. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 9, 191-199.
43. Kent-Braun, J. (1999). Central and peripheral contributions to muscle fatigue in humans during sustained maximal effort. *Eur J Appl Physiol*, 80:57-63.
44. Konrada (2005). *The ABC of EMG. A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography.* Noraxon INC. USA
45. Koshida, S., et al. (2008). Muscular outputs during dynamic bench press under stable versus unstable conditions. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(5), 1584-1588. National Strength & Conditioning Association.
46. Lee, S., Lee, D., Park, J. (2014). Effect of the Shoulder Flexion Angle in the Sagittal Plane on the Muscle Activities of the Upper Extremities when Performing Push-up plus Exercises on an Unstable Surface. *J. Phys. Ther. Sci.* 26: 1589–1591.
47. Lehman, G., et al. (2006) Shoulder muscle EMG activity during push-up variations on and off a swiss ball. *Dynamic Medicine*, 5:7. BioMed Central Ltd.
48. Lehman, G., Gilas, D. e Patel, U. (2008). Na unstable support surface does not increase scapulothoracic stabilizing muscle activity during push up and push up plus exercises. *Manual Therapy* 13, 500-506.
49. Marshall, P. e Murphy, B. (2006). Increased deltoid and abdominal muscle activity during a swiss ball bench press. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 20(4), 745-750. National Strength & Conditioning Association.
50. Martins, J., et al. (2008). Electromyographic amplitude ratio of serratus anterior and upper trapezius muscles during modified push-ups and bench press exercises. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(2)/477-484. National Strength & Conditioning Association.

51. Maté'-Muñoz, J., et al. (2014). Effects of instability versus traditional resistance training on strength, power and velocity in untrained men. *Journal of Sports Science and Medicine*, 13, 460-468.
52. Miller, I. e Herkimer, J. (2012). *Functional Strength for Triathletes. Exercises for top performance.* Meyer & Meyer Sport (UK) Ltd.
53. Mitra, G. e Mogos, A. (1982). *O desenvolvimento das qualidades motoras do jovem atleta.* Lisboa. Livros Horizonte.
54. Nasher, L. (1981), Winter, D. (1995) e Barela, J. (2000) *in* Costa, R., et al. (2009). Estabilidade postural de adultos e jovens na privação momentânea da visão. *ACTA FISIATR* 2009; 16(1): 19 – 24.
55. Norwood, J., et al. (2007). Electromyographic activity of the trunk stabilizers during stable and unstable bench press. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21(2), 343-347. National Strength & Conditioning Association.
56. OMS (2015). World Health Organization. Physical activity. Fact sheet N°385. January 2015. <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs385/en/>
57. Palastanga, N. & Soames N. (2012): *Anatomy and Human Movement. Structure and Function.* 6th edition. Elsevier. Churchill livingstone.
58. Pezarat, P., Santos, P., e Veloso, A. (1993). *Electromiografia. Fundamentação fisiológica. Métodos de recolha e processamento. Aplicações cinesiológicas.* Faculdade de Motricidade Humana. Edições FMH. Lisboa.
59. Prentice, W. (2012). *Fisioterapia na prática desportiva. Uma abordagem baseada em competências.* 14ª Edição. AMGH Editora Ltda.
60. Radcliffe, J. (2007). *Functional Training for Athletes at All Levels.* Ulysses Press. USA.
61. Shumway-cook, A., Woollacott, M. (2011): *Motor control: theory and practical applications.* 4nd ed. Baltimore, williams & wilkins.
62. Siff, M. C. e Y. Verkhoshansky (2000). *Super Entrenamiento,* Paidotribo.
63. Snarr, R., Esco, M. (2013). Electromyographic comparison of traditional and suspension push-up. *Journal of Human Kinetics.* Volume 39/2013, 75-83.
64. Suprak, D., et al. (2011). The effect of position on the percentage of body mass supported during traditional and modified push-up variants. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(2), 497-503. National Strength & Conditioning Association. Volume 25. N° 2.

65. Tillaar, R. e Saeterbakken (2014). Effect of Fatigue Upon Performance and Electromyographic Activity in 6-RM Bench Press. *Journal of Human Kinetics*. Volume 40, 57-65.
66. Tucker, W., et al. (2010). Scapular muscle activity in overhead athletes with symptoms of secondary shoulder impingement during closed chain exercises. *Arch Phys Med Rehabil*. Volume 91.
67. Vera-Garcia, F., Grenier, S., e McGill, S. (2000). Abdominal muscle response during curl-ups on both stable and labile surfaces. *Physical Therapy*. Volume 80. Nº 6.
68. Verkhoshansky, Y. (2002). *Teoría Y Metodología del Entrenamiento Deportivo*. Editorial Paidotribo.
69. Weineck, J. (2002). *Manual do treino ótimo. Teoria de treino da fisiologia da performance desportiva e do seu desenvolvimento no treino da criança e do adolescente*. Instituto Piaget. Horizontes Pedagógicos. Lisboa, 2002.
70. Willardson, J. (2014). *Developing the Core*. National Strength and Conditioning Association. Human Kinetics. USA.
71. Youdas, J., Budach, B., Ellerbusch, J., Strucky, C., Wait, K., e Hollman, J. (2010). Comparison of muscle-activation patterns during the conventional push-up and perfect push-up exercises. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(12), 3352-3362. National Strength & Conditioning Association.
72. Zemková, E., et al. (2012). Power outputs in concentric phase of resistance exercises performed in the interval mode on stable and unstable surfaces. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(12), 3230-3236. National Strength & Conditioning Association.
73. Zimmermann, K. (2004). *Entrenamiento Muscular*. Editorial Paidotribo.