



Universidade de Lisboa
Faculdade de Motricidade Humana



O efeito agudo de dispositivos de oclusão dentária, com posição da mandíbula controlada, na força e potência em atletas treinados de rugby

Dissertação elaborada com vista à obtenção do Grau de Mestre em Exercício e Saúde

Orientador: Doutor Pedro Luís Camecelha de Pezarat Correia

Presidente: Doutora Maria Helena Santa Clara Pombo Rodrigues

Vogal: Doutor Pedro Luís Camecelha de Pezarat Correia

Doutor Amândio Alberto Pedro Dias

Frederico Salgado Gama Malaquias,

2019

Agradecimentos

Após um percurso relativamente longo, encerra-se mais um capítulo, marcado por diversas experiências que enriquecem o presente e inspiram o futuro. Sem dúvida, um período que marca o percurso académico, profissional e pessoal. A conclusão de projetos torna-se indubitavelmente mais rica com o apoio e colaboração de diversas individualidades que tonaram o seu término possível. Assim, gostaria de expressar a minha gratidão e reconhecimento a todos aqueles que contribuíram direta e indiretamente para este momento.

Em primeiro lugar ao meu orientador, Prof. Doutor Pedro Pezarat Correia, pela sua disponibilidade, prontidão, rigor científico e pragmatismo com que sempre acompanhou este percurso, garantindo o seu término possível.

Ao Amândio Dias, recentemente Doutor Amândio Dias, pela sua cooperação, disponibilidade infindável, partilha de conhecimentos e entre ajuda, mesmo em momentos de maiores dificuldades devido à conclusão do seu Doutoramento, nascimento das suas filhas e recentes desafios profissionais.

Ao Doutor Luís Redinha pela sua prontidão, pela partilha de conhecimentos por uma área que notoriamente o apaixona e por tornar possível a origem deste projeto em conjunto o Prof. Doutor Pedro Pezarat Correia.

Gostaria ainda de agradecer publicamente ao Prof. Doutor Gonçalo Mendonça por me apresentar este projeto; ao Francisco Tavares pela ajuda nas recolhas no terreno; ao Rui Pires pela sua envolvimento ainda numa fase inicial de um projeto piloto no âmbito de movimentos de halterofilismo e ao Christophe Domingos pela sua amizade e rigor ético e científico que o caracterizam. Aos colegas de licenciatura e mestrado que juntos colecionámos momentos jamais esquecidos.

Aos colegas de profissão na área do exercício, saúde e reabilitação que diariamente me desafiam e originam momentos de partilha valiosos. Aos atletas que participaram no estudo e permitiram que este fosse possível, um obrigado pela sua disponibilidade e esforço. Aos alunos e atletas que acompanho e me permitem desenvolver competências profissionais e pessoais valiosas.

Por último, um agradecimento especial aos meus pais, irmã e namorada. São sem dúvida alguma pilares presentes em todos os momentos, indissociáveis dos sucessos e presentes em circunstâncias de maior desafio. O meu sincero obrigado.

Resumo

Atualmente, o uso de dispositivos de oclusão dentária, com particular destaque para os protetores bucais, são tipicamente utilizados como dispositivos de proteção com o objetivo de prevenir lesões orofaciais, sendo exigidos em diversas modalidades desportivas. Nos últimos anos, o uso destes dispositivos como forma de incrementar o rendimento na força tem sido tema de investigação, sendo que o mesmo é controverso. O objetivo deste estudo foi determinar se o protetor bucal, que reposiciona a mandíbula numa posição controlada tem algum efeito ergogénico na força e a potência em atletas. Vinte e dois jogadores amadores de rugby (idade= $25\pm 3,84$ anos; altura= $1,92\pm 0,07$ m; peso= $93,91\pm 11,99$ kg) voluntariaram-se para a investigação. Cada participante realizou o teste de 1-RM no supino ($113,20\pm 16,83$ kg) até determinar a sua carga máxima. Foi realizado o supino em lançamento a 40% de 1-RM ($44,93\pm 6,76$ Kg) nas seguintes condições randomizadas: a) sem protetor bucal; b) protetor bucal controlado (mandíbula na posição cêntrica); c) protetor bucal não controlado e d) goteira. Os resultados demonstraram que os atletas, ao usar o protetor bucal controlado, apresentaram valores superiores de pico de força e pico de aceleração comparativamente com a condição sem protetor bucal ($p < 0.05$). Deste modo, os resultados sugerem que o protetor bucal controlado pode melhorar alguns parâmetros de força em exercícios balísticos, em atletas saudáveis.

Palavras chave

Efeito ergogénico; dispositivos de oclusão dentária; protetor bucal; posição mandíbula controlada; força; potência; supino; supino em lançamento; atletas; rugby

Abstract

Nowadays, the use of mouthguards for injury protection and safety in sports it is well known and required in many sports. However, the role of mouthguards as performance enhancer in muscle strength remains controversial. The purpose of this study was to determine whether a controlled mandible position mouthguards as an ergogenic effect on strength and power in athletes. Twenty-two male amateur rugby players (25 ± 3.84 yrs; 1.92 ± 0.07 m; 93.9 ± 11.99 kg) volunteered for the research. Every participant performed a 1RM bench press test (113.20 ± 16.83 kg) to ascertain his maximal load. A ballistic bench press was used at 40% of the 1RM (44.93 ± 6.76 Kg) in the following randomized conditions: a) no mouthguard; b) controlled mouthguard (jaw in centric relation); c) non-controlled mouthguard and d) occlusal splint. Results show that using the controlled mouthguards athletes had higher peak acceleration and peak strength than those with no mouthguard ($p < 0.05$). This suggests that mandible controlled mouthguards may improve some strength parameters in ballistic exercises, for healthy athletes.

Key words

Ergogenic effects; mouthpieces; mouthguards; mandible controlled position; strength; power; bench press; ballistic bench throw; athletes; rugby

Índice

Agradecimentos	i
Resumo.....	iii
Abstract	iv
Índice	v
Abreviaturas	vi
Introdução.....	1
Revisão de Literatura	3
Sistema Estomatognático.....	3
Goteiras e Protetores bucais - Características principais e o seu efeito no Sistema Estomatognático	3
Anatomia Funcional da ATM.....	5
Dentes e oclusão: a Ação de cerrar os dentes	7
Biomecânica da ATM.....	8
Relação entre sistema estomatognático e postura corporal.....	9
Sistema Estomatognático e Mecanismos neuromusculares.....	11
Influência da Oclusão dentária na produção de força, resultados baseados na evidência	14
Testes de Força Muscular.....	15
Membros Superiores.....	15
Tronco e pescoço	20
Membros Inferiores	21
Metodologia.....	24
Análise Estatística.....	28
Resultados.....	29
Discussão de Resultados	32
Conclusão	35
Bibliografia	36

Abreviaturas

1 RM – 1 Repetição máxima

ADA - Associação Dentária Americana

ATM – Articulação Temporomandibular

DVO- Dimensão vertical de oclusão

EMG – Eletromiografia

G- Goteira

M/S – Metros por segundo

N- Newtons

NCAA – National College American Association

PB – Protetor bucal

PBC – Protetor bucal controlado

PBNC – Protetor bucal não controlado

S - Segundos

SE – Sistema Estomatognático

SNC – Sistema nervoso central

SP – Supino plano

SPL – Supino em lançamento

W- Watts

Introdução

Num ambiente cada vez mais competitivo é de extrema importância a existência de dispositivos capazes de potenciar a performance enquanto mantêm a segurança dos atletas e praticantes. Os dispositivos de oclusão dentária, em especial os protetores bucais, são tipicamente utilizados como dispositivos de proteção com o objetivo de diminuir o risco de lesões orofaciais (Golem, 2012).

O primeiro uso de protetores bucais aconteceu na modalidade de boxe, no início do século dezanove, sendo que, ainda no mesmo século, a Associação Dentária Americana (ADA) apoiou o uso de protetores bucais (PB) ao nível do futebol americano no ensino secundário. Atualmente, a NCAA (National Collegiate Athletic Association – EUA) exige a utilização de PB em 4 desportos (hóquei no gelo, lacrosse, hóquei em campo e futebol americano), contudo a ADA sugere a sua utilização em 29 modalidades desportivas, entre as quais o rugby, andebol, artes marciais, desportos radicais, luta livre e boxe (Knapik et al., 2007).

Existem três tipos distintos de protetores bucais: (1) protetor bucal “pronto a usar”; (2) protetor bucal “aquecer e morder”; (3) protetor bucal com ajuste customizado (Mark, 2017).

Diversos estudos têm analisado o efeito da oclusão dentária na performance desportiva. No entanto, os resultados da investigação nesta área são ainda controversos.

São vários os autores que estudaram a influência dos dispositivos de oclusão dentária em diversos tipos de contrações musculares, especialmente em contrações de carácter isométrico e isocinético, porém, são escassos os estudos que avaliem a influência de dispositivos de oclusão em ações musculares balísticas. De acordo com a revisão bibliográfica elaborada, apenas um estudo investigou o efeito de um protetor bucal de ajuste customizado na tarefa de Supino em Lançamento (SPL) (Dunn-Lewis et al., 2012). Os seus resultados indicaram valores de força e potência superiores para a condição de protetor bucal controlado, comparativamente com as condições de protetor bucal comercial (placebo) e sem dispositivo de oclusão (controlo).

A capacidade de desenvolver elevados níveis de potência muscular é considerada uma componente de sucesso fulcral nas mais diversas atividades desportivas (Bevan et al., 2010), sendo a força e a potência fatores que caracterizam jogadores de rugby de níveis competitivos distintos. Baker (2002) recomenda que jovens jogadores devem esforçar-se por incrementar os seus níveis de força e potência de forma a alcançarem o

nível profissional, sendo estes indicadores fatores diferenciadores. Assim, será útil verificar de que forma um dispositivo de oclusão dentária (Goteira ou protetor bucal) influencia os indicadores de força e potência e de que modo essa alteração é expressa durante a tarefa de Supino em Lançamento.

Neste estudo uma das inovações diz respeito à inclusão de diversas formas de oclusão dentária, inclusive com controlo da mandíbula na relação cêntrica, que se apresenta como a posição mais estável da mandíbula e é reprodutível (Okeson, 2014). Será também controlada a dimensão vertical de oclusão, pois parece existir uma dimensão vertical ótima para cada sujeito (Chakfa et al., 2002).

É referido por diferentes autores (Forgione, Mehta, McQuade, & Westcott, 1992) que diversos estudos no passado tinham problemas metodológicos, incluindo análises estatísticas contestáveis e desenhos experimentais inapropriados, bem como uma descrição por vezes incompleta do tipo de dispositivo utilizado e da sua conceção, o que torna difícil a sua análise por completo (Gelb, Mehta, & Forgione, 1996). A falta de significância nos resultados podia ser explicada também pelo facto de diversos dispositivos de oclusão terem sido desenvolvidos sem o auxílio de um dentista e, por isso, contamos com a colaboração de um médico dentista na sua elaboração. O médico dentista terá a cargo uma avaliação inicial personalizada dos sujeitos, recolhendo informações necessárias à sua prática clínica e filtrando os indivíduos face a alguma disfunção da articulação temporomandibular (ATM) ou patologia associada. Estará ainda responsável pela conceção e aplicação da goteira e protetor bucal controlado.

Deste modo, o objetivo deste estudo é averiguar os efeitos imediatos da utilização de um dispositivo de oclusão dentária com a posição da mandíbula controlada, na performance física, em particular, nas medidas agudas de potência e força em atletas treinados de rugby.

Foram formuladas duas hipóteses:

H 1: A utilização de protetor bucal, com posição controlada da mandíbula, afeta no imediato valores de potência e de força em atletas treinados;

H 2: A utilização da goteira está associada com alterações positivas quando comparada com outros dispositivos de oclusão dentária.

No presente trabalho foi apresentado um enquadramento teórico que irá introduzir o tema em questão, salientando-se a sua pertinência. Segue-se a revisão de literatura, na qual constam temáticas relativas à compreensão do tema apresentado. Posteriormente é apresentada a metodologia, descrevendo-se os sujeitos e os métodos aplicados, os resultados obtidos e respetiva discussão. No final são expostas as principais conclusões da investigação.

Revisão de Literatura

Sistema Estomatognático

O sistema estomatognático (SE) é uma unidade funcional caracterizada por diversas estruturas: componentes esqueléticos (maxila e mandíbula), arco dentário, tecidos moles (glândulas salivares, estruturas nervosas e suprimentos vasculares), articulação temporomandibular e músculos mastigatórios (Cuccia & Caradonna, 2009), que são controlados pelo Sistema Nervoso Central (SNC). Estas estruturas atuam em harmonia de forma a realizarem diferentes tarefas funcionais como falar, mastigar e engolir. A oclusão dentária é uma parte integrante do SE, pelo que quaisquer mudanças neste sistema podem ter repercussões no corpo humano, provocando mudanças mecânicas (Hosoda et al., 2007).

Goteiras e Protetores bucais - Características principais e o seu efeito no Sistema Estomatognático

As goteiras são aparelhos ortodônticos removíveis que cobrem parte ou toda a superfície oclusiva dos dentes, quer seja o maxilar ou o arco mandibular. Devem cobrir as superfícies de oclusão de todos os dentes num arco (Yunus, 2009).

A função básica da goteira é prevenir que a oclusão existente controle a relação maxilo-mandibular na posição de máxima intercuspidação (Yunus, 2009) i.e., na posição onde ocorre o máximo de contatos dentários posteriores bilaterais. Uma goteira adequada e equilibrada providencia uma oclusão associada com um relaxamento dos músculos elevadores, permitindo que o disco articular obtenha a sua posição ântero-superior sobre a cabeça do côndilo (Dylina, 2001).

A terapia através da utilização da goteira pode ser definida como a arte e a ciência de estabelecer harmonia neuromuscular do sistema mastigatório, quando estão presentes forças parafuncionais que podem ser malignas para o SE, pois criam desvantagens mecânicas (Dylina, 2001).

A maioria das goteiras altera a dimensão vertical de oclusão e aumenta o comprimento funcional dos músculos. A alteração instantânea que ocorre no comportamento do músculo pode ser descrita da seguinte forma (Boero, 1989):

- a) Com um aumento da dimensão vertical da oclusão os músculos elevadores atuam com um comprimento superior e podem contrair de forma mais eficiente;
- b) A posição de atividade muscular mínima é obtida com uma dimensão vertical de oclusão superior;
- c) Um aumento da dimensão vertical de oclusão provoca uma adaptação imediata a um novo espaço livre;
- d) A atividade eletromiográfica (EMG) dos músculos posturais (temporal anterior) é reduzida com um aumento da dimensão vertical da oclusão (DVO).

Ao utilizar uma goteira é provocado um relaxamento imediato e pronunciado nos músculos da mastigação, o que eventualmente resulta no reposicionamento mandibular e fecho numa posição mais retraída, não interferindo com os dentes. Esse relaxamento também fornece uma plataforma para os dentes, o que irá permitir a distribuição igualitária de contactos dentários, criando uma alteração imediata da oclusão dentária a nível posterior em todos os movimentos e redução do stress sobre a articulação. Uma função e conforto ótimo é alcançado com esta harmonia neuromuscular, pela distribuição da força através do sistema mastigatório (Yunus, 2009).

Tipos de protetores bucais:

Existem três tipos distintos de dispositivos de oclusão dentária: (1) protetor bucal “pronto a usar”- disponível em diversas lojas desportivas, não são dispendiosos e estão prontos a utilizar ao remover da embalagem, todavia por terem um tamanho universal, podem não se ajustar de uma forma ótima e tornar a respiração e o diálogo mais difícil; (2) protetor bucal “aquece e morde”- podem ser comprados em lojas desportivas. São colocados em água quente, depois são mordidos e é fechada a mandíbula, o que permite um ajuste à boca do indivíduo; (3) protetor bucal com ajuste customizado – são executados por um dentista à medida do indivíduo, com um ajuste individual. Sendo mais dispendiosos, são provavelmente mais confortáveis (Mark, 2017).

Anatomia Funcional da ATM

Considerando as duas ATM direita e esquerda, podemos considerar que ela é uma articulação bicondilar (Alomar et al., 2007). O movimento entre ambas as ATM's é realizado através dos côndilos da mandíbula e da fossa glenóide da parte escamosa dos ossos temporais (Tanaka & Koolstra, 2008). Esta articulação é caracterizada pelo facto de a sua superfície articular ser coberta por fibrocartilagem ao invés de cartilagem hialina. (Tanaka & Koolstra, 2008). O movimento não é guiado apenas pela forma dos ossos, músculos e ligamentos, mas também pela oclusão dos dentes, pois ambas as articulações estão juntas por um único osso da mandíbula, o que impede que se movam de forma independente (Alomar et al., 2007). Tal como outras articulações sinoviais, a ATM é composta por superfícies articulares revestidas por cartilagem articular, disco articular, cápsula articular, membrana sinovial, líquido sinovial e ligamentos. As superfícies articulares são compostas por cavidade glenóide do osso temporal e côndilo do temporal.

Os ligamentos atuam de forma passiva sob a ATM. Existem três ligamentos que suportam a ATM: (1) ligamentos colaterais (discais), (2) ligamento capsular, (3) ligamento temporomandibular (TML). Existem ainda dois ligamentos acessórios: (4) ligamento esfenomandibular e (5) estilomandibular.

Os ligamentos colaterais ligam os bordos medial e lateral do disco articular aos polos do côndilo e por isso são denominadas de ligamentos discais. Estes dois ligamentos são responsáveis por dividir a articulação medio lateralmente em cavidades articulares

superior e inferior. Caracterizam-se por uma composição de fibras de tecido conjuntivo colagenoso de forma a restringir o movimento do disco para fora do côndilo, ou seja, permitem que o disco se mova passivamente com o côndilo quando este desliza anterior ou posteriormente. Estes ligamentos tornam possível o movimento de dobradiça da ATM que é realizado entre o côndilo e o disco articular. São vascularizados e inervados, fornecendo informação propriocetiva (Okeson, 2014)

O ligamento capsular como o próprio nome indica envolve e circunda a ATM, resistindo a qualquer força medial, lateral ou inferior que tende a separar ou deslocar superfícies articulares e permitindo reter o líquido sinovial (Okeson, 2014).

O ligamento temporomandibular caracteriza-se por uma composição de fibras fortes e condensadas. Sendo composto por duas porções, a porção externa oblíqua do ligamento impede a queda excessiva do côndilo, limitando assim, a extensão de abertura da boca e influenciando também o movimento de abertura normal da mandíbula. É uma característica única dos humanos, o movimento rotacional contínuo de abertura poderia afectar estruturas vitais submandibulares e retromandibulares do pescoço que se encontram assim protegidas por este mecanismo (Okeson, 2014).

A porção interna horizontal do ligamento temporomandibular limita o movimento posterior do côndilo e do disco. Quando é aplicada uma força à mandíbula que desloca o côndilo posteriormente a porção interna do ligamento torna-se rígida e evita que o côndilo se movimente para dentro da região posterior da fossa mandibular, protegendo os tecidos retrodisciais do trauma causado pelo deslocamento posterior do côndilo, bem como proteger o músculo pterigóide lateral de estiramento ou distensão (Okeson, 2014).

O ligamento esfenomandibular é um ligamento acessório que não limita nenhum movimento mandibular de forma significativa, enquanto que o ligamento estilomandibular, caracterizado também de acessório, limita o movimento de protusão excessiva da mandíbula ao tornar-se rígido quando a mandíbula está protuída e relaxado quando a mandíbula é aberta (Okeson, 2014).

Os músculos mastigatórios que envolvem a ATM são grupos de músculos que contraem e relaxam em harmonia entre si e com outros elementos do complexo da ATM. Estes músculos têm origem no crânio e inserção na mandíbula. Os músculos da mastigação são abdutores e adutores da mandíbula. Os temporais, masséter e pterigóides mediais são adutores, enquanto que os pterigóides laterais são os principais abdutores da mandíbula (Okeson, 2014).

O principal e mais forte músculo da mastigação é o masséter, que decorre desde o osso da têmpora até ao ângulo inferior da mandíbula, com uma ampla inserção ao longo do bordo lateral do côndilo. Na hierarquia dos adutores da mandíbula segue-se o pterigoide medial, que decorre lateralmente ao masséter, mas no interior do maxilar, trabalhando em conjunto com o masséter. O terceiro músculo responsável pelo fecho do maxilar é o temporal, tem origem na fossa temporal e fossa fascial, estreitando e inserindo-se no processo coronóide do maxilar inferior (Okeson, 2014).

No processo mecânico de mastigação, para além da mandíbula se mover verticalmente, existe um movimento para a frente e para trás e lateral, sendo largamente produzidos pelo par de músculos pterigoides laterais, tendo a mesma origem que os pterigoides mediais, estendendo-se para trás e lateralmente através dos côndilos. O pterigoide lateral é composto por duas porções: a inferior é responsável por movimentar o maxilar para a frente, abrir a boca e movimentar a mandíbula para o lado. A porção inferior está principalmente presa ao topo do maxilar inferior, pelo que quando contrai, puxa os côndilos para a frente e para fora da fossa e para baixo. Ao contrair alternadamente, é criado movimento lateral, o que também acontece de forma espontânea quando a boca é aberta em largura. As fibras da porção superior passam através da cápsula articular e conectam-se com a frente do disco articular. Esta porção é assim responsável por assegurar um correto movimento do disco em conjugação com o movimento do maxilar inferior, especialmente quando a boca é fechada. As duas porções possibilitam um equilíbrio de forças, estabilizando e assegurando a posição mais eficiente quando forças de mastigação movem o côndilo para a frente e para trás (Okeson, 2014).

Dentes e oclusão: a Ação de cerrar os dentes

A forma como os dentes encaixam entre si pode afetar a ATM, pelo que uma oclusão estável com bom contacto entre o dente e interdigitação proporciona o máximo suporte para os músculos e articulação. Pelo contrário, uma oclusão pobre pode originar uma disfunção muscular e danificar a articulação, causando dano e degeneração da mesma (Alomar et al., 2007). A força de mordida é gerada principalmente pela coativação do masséter, pterigóide medial e músculos temporais (principais músculos responsáveis pela ação de fecho do maxilar), sendo que o seu potencial de gerar força está relacionado com a sua área de secção transversal e comprimento muscular. Para este trio

de músculos, o comprimento muscular no qual exercem mais força situa-se entre uma posição de fecho da mandíbula e uma posição de abertura da boca, confortável e não forçada. São referidas duas medidas de distância entre os incisivos na abertura da boca, de 20 e 40 milímetros (Peck, 2016).

Ao abordar a temática da força de mordida torna-se pertinente entender o efeito de cerrar os dentes, que de forma empírica é associado no ambiente do treino como um facilitador para maior produção de força. De facto, o cerrar de dentes durante o treino de força pode ser um coadjuvante. Diversos autores demonstraram resultados com uma influência positiva no rendimento ao nível da força máxima de preensão e rápida produção de força (Churei, 2003), na taxa de produção de força no Salto com Contra movimento (Ebben, Flanagan, & Jensen, 2008) e melhoria da força em contração isométrica na flexão plantar (Sasaki, Ueno, Taniguchi, & Ohyama, 1998). Na tarefa de salto com contra movimento esta ação revelou uma significância estatística para a taxa de produção de força, mas não para o pico de força (Ebben et al., 2008). O cerrar dos dentes com uma intensidade submáxima pode induzir uma co-contracção da musculatura dos músculos do pescoço, na posição de decúbito dorsal (Giannakopoulos et al., 2013). Cerrar os dentes é um exemplo de uma contração voluntária remota dado que a sua ação voluntária facilita a ativação da musculatura responsável pelo movimento principal. Existe alguma evidência de que a contração remota voluntária dos músculos da face facilitam a atividade muscular no braço (Ebben, 2006).

Biomecânica da ATM

O disco da ATM separa a articulação em dois compartimentos, o superior e inferior. O compartimento inferior é responsável pelo movimento de rotação, enquanto que o movimento de translação de cada côndilo acontece no compartimento superior (Walker & MacLeod, 2017). A função mandibular é por diversas vezes descrita como uma alavanca de classe III na qual a força é aplicada entre o fulcro e a carga. Neste sistema a ATM atua como o fulcro, a pressão de mordida como resistência, e a musculatura representa a aplicação das forças, transmitindo diversas cargas sobre a ATM (Walker & MacLeod, 2017).

Para alcançar um equilíbrio mecânico é assumido que para a alavanca de classe III a força de mordida é inferior à força aplicada, para que o sistema mastigatório possua

uma vantagem mecânica (Choi, Conway, Taraschi, & Ben-Nissan, 2015). Contudo, outros autores argumentam que o côndilo e a fossa articular não estão projetados pela sua natureza para tolerar as enormes forças resultantes que o modelo preconiza (Roberts & Tattersall, 1974). Alguns autores referem que este modelo de classe III não tem em consideração o centro de rotação da mandíbula (Grant, 1973; Roberts & Tattersall, 1974).

Choi e os seus colaboradores (2015) elaboraram uma análise matemática acerca da mandíbula e da ATM, apresentando dois sistemas no qual esta complexa articulação pode ser dividida. O primeiro indica que a rotação é o único movimento fisiológico passível de acontecer no complexo disco-côndilo pois o disco está conectado de forma firme pelo ligamento discal. No segundo, uma vez que o disco não se encontra firmemente acoplado à fossa articular é permitido um movimento livre de deslize entre estas superfícies que pode ocorrer na cavidade superior, que acontece pelo facto da mandíbula se posicionar para a frente. Assim, como já indicado anteriormente, o movimento de translação ocorre na cavidade superior.

Relação entre sistema estomatognático e postura corporal

A postura refere-se à posição do corpo humano e à sua orientação no espaço. Através do comando do SNC a ativação muscular origina ajustes posturais (Hudspeth, Jessell, Kandel, Schwartz, & Siegelbaum, 2013). Estes ajustes resultam de um sistema complexo de mecanismos que são controlados por aferências multissensoriais (visuais, vestibulares e somatossensoriais) integrados no SNC. Por intermédio de mecanismos de feedback e feedforward os ajustes posturais têm um papel fundamental no controlo da postura dinâmica e ortostática, influenciando a capacidade de realizar atividades diárias. A capacidade de ajuste ao nível postural melhora através do exercício e aprendizagem (Hudspeth et al., 2013). É considerada uma boa postura quando partes do corpo, músculos e ossos estão alinhados e trabalham juntos em harmonia, protegendo o corpo face a possíveis lesões ou desgastes progressivos (Simons, Travell, & Simons, 1999).

O sistema estomatognático tem um papel importante no controlo postural, tal como a articulação temporomandibular (ATM) ao criar as conexões ligamentares e musculares para a região cervical, formando um complexo funcional denominado de sistema crânio-cervico-mandibular. As inervações aferentes e eferentes do SE refletem-se na representação extensiva da região orofacial nas áreas motoras e sensoriais do córtex

cerebral (Cuccia & Caradonna, 2009). As principais disfunções do sistema crânio-cervico-mandibular são as disfunções da ATM, que são por diversas ocasiões responsáveis por afetar a postura (Cuccia & Caradonna, 2009). A evidência científica refere que quando estas disfunções não são tratadas existe um risco de desenvolver disfunções posturais, realçando assim o papel da oclusão dentária e aferências do músculo trigêmeo na manutenção do controlo da postura (Gelb et al., 1996).

Foi demonstrada uma ligação funcional entre o nervo trigêmeo e o sistema cervical através de um estudo no qual o músculo esternocleidomastóideo foi inibido através de uma estimulação trigeminal (Browne, Clark, Yang, & Nakano, 1993). Através de EMG foi demonstrado que o esternocleidomastóideo pode ser acionado ao ativar os músculos masséter, demonstrando uma ligação entre ambos os músculos.

Um estudo que mediu a atividade EMG dos músculos que fecham a mandíbula e o esternocleidomastóideo apresentou uma correlação positiva entre estes músculos e indicou que existe uma relação entre a sua atividade. Uma vez que o esternocleidomastóideo está relacionado com a postura da cabeça, os autores defenderam que a ação de cerrar os dentes afecta a posição da cabeça (Kibana, Ishijima, & Hirai, 2002).

A existência de conexões entre o SE e a postura corporal foi medida em adultos sujeitos a cirurgia do ligamento cruzado anterior (LCA). Estes autores mediram a atividade EMG nos músculos masséter e temporal, representando músculos mastigatórios; esternocleidomastóideo e cervicais posteriores de modo a representar os músculos do pescoço; e por fim o trapézio superior e inferior como representação dos músculos do tronco. Foram aplicadas diferentes posições de oclusão utilizando um rolo de algodão. A oscilação do centro de pressão foi avaliada através de uma plataforma de forças. Os resultados mostraram que em pacientes que tinham sido alvo de lesão do LCA o centro de pressão (CP) se moveu para a direita e para a frente em todas as situações de teste, bem como a atividade EMG foi significativamente incrementada nos músculos masséter, trapézio inferior e esternocleidomastóideo. De acordo com os autores, estes resultados podem refletir a extensão de tensões musculares produzidas por patologias posturais do joelho, o que parece afetar a atividade dos músculos do pescoço e do tronco.

Outro estudo avaliou sujeitos com disfunção da articulação temporomandibular, e os resultados demonstraram uma forte correlação entre um maxilar disfuncional e pescoço disfuncional e vice versa (Olivo et al., 2010). Tais resultados podem significar que indivíduos que sofrem de dor maxilar têm um elevado nível de disfunção do maxilar

e ainda uma elevada disfunção da região do pescoço. Quando a relação de oclusão é perdida quer seja unilateral ou bilateralmente, a postura corporal pode assumir uma posição não usual, causando dor ao nível do pescoço ou ombro. Nestes casos uma goteira restabelece uma oclusão equilibrada e possibilita uma posição maxilomandibular mais simétrica e uma melhor atividade muscular.

A posição da cabeça e as alterações posturais antes e depois da utilização de uma goteira em indivíduos com disfunção da ATM foi o objetivo de um outro estudo (Strini et al., 2009). Os resultados revelaram que após uma semana de uso contínuo os pacientes tendem a levar a cabeça para uma posição ideal. Após um mês de uso foram encontradas diferenças significativas na posição da cabeça. Os sujeitos reportaram um maior decréscimo do nível de dor. De acordo com os autores, os resultados sugerem uma importante inter-relação entre a oclusão e a posição da cabeça, significando que a posição postural do indivíduo pode sofrer alterações biomecânicas originadas por modificações estomatognáticas em indivíduos disfuncionais, provocando alterações clínicas visíveis e afetando o rendimento das estruturas envolvidas. Logo, parece que as conexões musculares e ligamentares que existem entre a ATM e a região cervical podem influenciar a postura da cabeça. O movimento da cabeça pode causar deslocamento do centro de pressão, causando desequilíbrios em todo o corpo (Strini et al., 2009). A posição da cabeça é resultante de interações e reações musculares, influenciadas pela gravidade e necessidades funcionais (Evans, 1982).

São diversos os estudos já apresentados que expressam os efeitos da oclusão dentária na postura, porém, Manfredini et al., (2012) lembra que é importante entender esta relação em dois sentidos, dado que se torna relevante investigar a relação da postura na oclusão dentária.

Sistema Estomatognático e Mecanismos neuromusculares

De seguida são apresentadas as explicações baseadas na literatura para o funcionamento dos mecanismos de Feedback /Feedforward e da hipótese Anatómica – contração fascial, que abordam a relação entre musculatura da ATM e de outras partes do corpo.

Mecanismo de Feedback / Feedforward

Na literatura vários estudos referem uma relação entre músculos da ATM e músculos esqueléticos de outras regiões do corpo, o que parece suportar uma noção de mecanismo de feedback/feedforward. Vários autores têm encontrado uma relação entre músculos da ATM e membros inferiores (Yokoyama, 1998), músculos do tronco (Tecco, Caputi, & Festa, 2007) e membros superiores (Ferrario, Sforza, Serrao, Fragnito, & Grassi, 2001), recorrendo à análise eletromiográfica.

Yokoyama (1998) estudou a atividade EMG em diferentes posições mandibulares durante exercícios de força. Os resultados mostraram que o início da atividade EMG nos músculos da ATM acontecia mais cedo do que a atividade EMG do músculo agonista do movimento, além de uma amplitude de EMG inferior quando o sujeito abria a boca de forma voluntária durante o exercício. É descrito que durante os ensaios diversos sujeitos cerraram os dentes de forma involuntária, sugerindo que o Sistema Estomatognático e o exercício físico têm uma relação interdependente e que o cerrar de dentes involuntário pode ser uma explicação para o mecanismo de feedforward.

Por outro lado, Kibana et al., (2002) encontrou uma atividade EMG tardia da musculatura da ATM relativamente à atividade EMG do agonista do movimento, o que descreve o mecanismo de feedback. Neste estudo, os autores comparam a atividade EMG entre músculos do fecho da mandíbula e o esternocleidomastóideo (responsável pela postura da cabeça) durante uma ação voluntária de cerrar os dentes numa goteira.

Um estudo que provocou experimentalmente anestesia da sola do pé direito, encontrou alterações na cinética, intensidade e momento do início de atividade EMG dos músculos envolvidos em resposta à recuperação de uma posição de equilíbrio. Tal parece demonstrar que a proprioceptividade tem um papel no controlo postural, suportando a hipótese de feedforward e feedback (Thoumie & Do, 1996). Gangloff et al., (2002) demonstrou a existência de uma relação significativa entre a anestesia do nervo trigémeo, que inerva musculatura da ATM, e o controlo postural através da análise do deslocamento do Centro de Pressão nas seguintes condições: com os olhos abertos e fechados em duas condições: com e sem anestesia unilateral troncular do nervo trigémeo. Aparentemente, as aferências do músculo trigémeo podem ter influência na regulação ortostática da postura, alterando a posição da cabeça devido à inibição dos músculos do esternocleidomastóideo e trapézio

Os estudos apresentados evidenciam uma conexão entre os músculos do SE, em particular músculos da ATM, e de outras regiões do corpo, incluindo os responsáveis pela postura corporal, que de facto parecem estar fortemente ligados, devido a uma inervação recíproca entre o trigémeo e os sistemas cervicais, reforçado por Browne et al., (1993) ao demonstrar uma ligação funcional entre o sistema trigémeo e o cervical.

A hipótese anatómica – contração fascial

Na revisão efectuada por Cuccia e Caradonna (2009) sobre a relação entre o SE e a postura corporal é sugerida a existência de uma cadeia musculofascial, que se torna no elemento basilar da relação entre o SE e o corpo humano.

A fáscia é densa, composta por tecido conectivo fibroso que percorre o corpo humano para proteger, nutrir e manter os órgãos no local (Schleip, Klingler, & Lehmann-Horn, 2005), incluindo nervos, vasos sanguíneos, músculo e osso, estando presente ao nível celular (Moon & Lee, 2011). Além disso, a fáscia suporta e estabiliza, melhorando o equilíbrio postural do corpo; contribui na circulação do sangue e fluidos linfáticos e é relevante para a propagação da inflamação. É importante lembrar que o SNC é envolvido pela fáscia, portanto, uma situação de disfunção da fáscia pode ter efeitos neurológicos amplamente disseminados (Moon & Lee, 2011).

O sistema fascial tem um papel duplo ao nível do controlo da tensão: (1) de forma passiva distribui tensão no corpo dos músculos quando é mecanicamente estimulado; (2) através da sua capacidade contráctil autónoma e presença de mecanorreceptores tem capacidade para influenciar a tensão da fáscia. A existência desta cadeia fascial-muscular pode explicar a razão pela qual a ATM pode influenciar a musculatura distal.

Myers (2009) apresenta um conceito semelhante, referindo-se à fáscia como miofáscia e caracterizando-a como uma estrutura que mantém a sua integridade devido a um equilíbrio de forças de tensão contínuo através da sua estrutura, em oposição a apoiar-se de forma contínua em força compressiva. De acordo com Myers, a miofáscia providencia uma rede contínua de tensão restrita, mas ajustável em redor de ossos e cartilagem. Uma vez que a estrutura distribui tensão ao longo das linhas de tensão, a estrutura pode falhar num determinado ponto do corpo, o que pode provocar mudanças em outros pontos do corpo. Em suma, este modelo apresenta a ideia de que uma lesão numa parte do corpo pode afetar outro local ou região que aparentemente não tem uma

relação direta, pelo menos através da anatomia tradicional. Tal pode ser ilustrado através de um estudo que demonstrou que a atividade EMG em músculos da cervical e do tronco pode ser afetada por uma lesão no LCA (Tecco et al., 2007).

A capacidade contráctil da fáscia pode ser explicada através da análise das propriedades dos seus tecidos. O seu papel tem sido visto como um contribuidor passivo para o comportamento biomecânico, porém o modelo apresentado por Myers (2009) oferece a possibilidade de contrações ativas pelas estruturas, através da presença de uma classe de células, os fibroblastos, que podem exercer uma força contráctil significativa numa situação específica de circunstâncias. Uma hipótese similar foi proposta por outros autores (Schleip et al., 2005), de que a fáscia talvez possa ser capaz de ajustar o seu grau de contração espontaneamente, num período de tempo que varia de minutos a horas. Um trabalho realizado ao nível genético mostrou que os fibroblastos, condroblastos e osteoblastos são células com tecido conectivo com células de músculo liso (Spector, 2001), ou seja, essas células têm uma capacidade inata para mostrar comportamentos similares a contrações musculares. Schleip denomina esta habilidade de contração fascial– plasticidade fascial (Schleip et al., 2005), assumindo um novo modelo neurobiológico: O corpo como processo auto-regulador.

Diversos autores ao longo dos últimos anos fizeram descobertas que podem justificar esta capacidade contráctil: descoberta de células musculares em fibras de colagénio, como um meio do Sistema Nervoso Autónomo regular a pré tensão da fáscia, independentemente do tónus muscular (Staubesand & Li, 1996); através da análise *in vitro* de fáscia lombar humana, foi provocado alongamento isométrico de forma repetida, resultando no incremento da rigidez, os autores explicaram que possivelmente exista a presença de células musculares nesta fáscia (Yahia, Rhalmi, Newman, & Isler, 1992). A capacidade de regulação destas fásCIAS pode possuir influências biomecânicas (Schleip et al., 2005), pelo que podemos assumir que a cadeia músculo-fascial tem um papel importante na forma como a ATM pode afectar a musculatura distal no corpo humano. Será necessária investigação adicional de forma a desbravar um campo tão complexo e confirmar de forma unânime esta regulação.

Influência da Oclusão dentária na produção de força, resultados baseados na evidência

Apesar deste estudo analisar o efeito de dispositivos de oclusão dentária na força e potência na tarefa de Supino em Lançamento, serão também apresentados estudos que envolvem não só contextos de força máxima e potência, como tarefas de contração de carácter isométrico, isocinético e dinâmico. Incluindo musculatura dos membros superiores, tronco e membros inferiores. Face à escassa investigação em movimentos de potência, particularmente balísticos, parece conveniente uma análise mais abrangente sobre as metodologias utilizadas, os dispositivos de oclusão aplicados e as diversas variáveis analisadas.

Testes de Força Muscular

Membros Superiores

Testes dinâmicos de força – Supino e Supino plano com lançamento

Arent, McKenna, & Golem (2010) testaram vinte e dois indivíduos masculinos (idade=18-34 anos) familiarizados com o uso de PB no exercício de supino. Os sujeitos realizaram o exercício com dois PB's diferentes (um protetor bucal neuromuscular desenhado pelo dentista – PBN e um protetor bucal com ajuste customizado- PBCT). Após o aquecimento os sujeitos realizaram o número máximo de repetições até à falha muscular momentânea. Após os testes, os resultados não mostraram diferenças significativas entre PBN e PBCT.

A força do membro superior foi avaliada para comparar o efeito de quatro dispositivos de oclusão distintos: protetor bucal “aquecer e morder” (PBAM), protetor bucal de ajuste customizado (PBCT), protetor bucal “pronto a usar” (PBI) e sem protetor bucal (CON). O exercício de supino foi aplicado a atletas universitários masculinos saudáveis (n=20, idade=21,5±2,7 anos) e testado 3-RM (repetição máxima). A carga de 3-RM foi determinada através de três a cinco tentativas com três minutos de repouso entre cada tentativa. O valor mais elevado de 3-RM foi registado para cada condição. A força foi avaliada de forma absoluta (total de carga mobilizada) e relativa (total de carga mobilizada dividido pelo peso corporal). Foi observada uma tendência para um efeito significativo para a força absoluta. A comparação entre as diferentes condições resultou num valor superior para a condição de controlo, quando comparado com a condição de

placebo (PLA). A força absoluta não variou significativamente entre as várias condições com protetor bucal (Golem, 2012).

Dunn-Lewis e restantes colaboradores realizaram um estudo com vinte e cinco sujeitos do género masculino (idade=25±4 anos) e vinte e quatro sujeitos do género feminino (idade= 23±3 anos) com três condições distintas: (1) um protetor bucal com um fabrico científico que segundo a empresa fabricante permite um ajuste individual à mordida do atleta, conferindo a posição mais natural e confortável (PB MG); (2) um protetor bucal de aquecer e morder (Reg MG) e (3) o grupo controlo, sem utilização de protetor bucal (CON). Foi testado o supino em lançamento na Smith Machine com três repetições a 30% do peso corporal. Os resultados demonstraram que o valor de potência e de força na condição de PB MG foi significativamente superior em homens e mulheres, comparativamente com a condição CON ou Reg MG. Contrastando com o facto de na condição Reg MG a produção de potência no Supino em Lançamento ter sido inferior comparativamente com a condição CON (Dunn-Lewis et al., 2012).

Testes de Força de Preensão

Um estudo realizado com atletas de Taekwondo (n=21, idade=17±1,34 anos), mediu e comparou o uso de PB com ajuste customizado versus não utilização de PB (Cetin, Kececi, Erdogan, & Baydar, 2009). A força de preensão foi medida através de um dinamómetro na mão dominante. Foram efectuadas três repetições em cada condição, sendo registado o melhor resultado. Não foram encontrados resultados significativos quando comparadas ambas as condições.

Para avaliar de que forma o PB pode afectar a força de preensão foi elaborado um estudo (Alexander, 1999) com um largo número de sujeitos (n=123). Os sujeitos foram instruídos de que o dispositivo iria incrementar a sua força e resistência, tendo sido desenhado um estudo duplamente cego, com o uso de um dispositivo placebo que não alterava a dimensão vertical entre os molares superiores e inferiores (oclusão). Após a introdução oral do dispositivo e o seu ajuste individual, foi ajustado o dinamómetro para a mão do sujeito, enquanto este na posição de sentado o segurava paralelo ao corpo. Cada sujeito realizou a tarefa em seis ocasiões (três para cada condição), com a duração de três segundos, com um período de repouso entre cada ensaio. Os resultados demonstraram

que 74% dos sujeitos tiveram um rendimento melhor com o PB, além disso, 53% dos sujeitos testados mostraram um aumento na força de preensão quando usado o dispositivo placebo. Os autores concluíram que mudanças na oclusão utilizando o PB resultaram numa melhoria na força de preensão para ambos os géneros, estatisticamente, o PB foi mais benéfico que o dispositivo de placebo para ambos os géneros, enquanto o efeito placebo foi visível apenas para os sujeitos masculinos.

Uma comparação foi feita entre indivíduos (idade=20-26±1,2 anos) com má oclusão (n=15) e oclusão normal (n=14) (Ferrario et al., 2001). Foi pedido aos sujeitos para segurar um haltere o maior tempo possível na posição sentada enquanto mantinham diferentes posições da mandíbula. Os indivíduos do grupo de má oclusão conseguiram realizar o exercício por um período superior de tempo em relação ao grupo com oclusão normal. Ao longo do exercício o grupo de má oclusão obteve uma amplitude EMG superior no bicípete braquial e uma mudança do espectro de potência em frequências inferiores. Em ambos os grupos os resultados revelaram uma duração superior de preensão para os ensaios com a condição de cerrar os dentes. O factor posição da mandíbula apenas foi associado à duração da preensão.

Testes isométricos (excepto preensão)

A força do membro superior foi medida através de uma barra de elevações com um dinamómetro (Cetin et al., 2009) em atletas de taekwondo (n=21, idade=17±1,34 anos), enquanto utilizavam um PB customizado. Os sujeitos realizaram três repetições e o valor mais elevado foi registado. Os resultados não mostraram diferenças na força aplicada enquanto usavam o PB customizado ou qualquer tipo de suporte de oclusão.

Um grupo de vinte mulheres (idade=20-40 anos) foi testado para avaliar os efeitos de um aumento vertical na dimensão de oclusão e força isométrica dos músculos deltóides (Chakfa et al., 2002). Foram fabricadas diversas placas de mordida com arco completo de acrílico, de oclusão inferior na posição cêntrica, bem como quatro níveis verticais diferentes de oclusão dentária (2, 4, 6 e 12 mm). Foi pedido aos sujeitos para se sentarem numa cadeira com uma posição de 90 graus de abdução do braço. Foi aplicada pressão no sentido descendente no pulso do braço estendido, calibrando a tensão. O ombro contra-lateral foi estabilizado para prevenir a inclinação do corpo. Foi pedido aos sujeitos que mordessem as diferentes placas de mordida. Os resultados revelaram que à medida

que a dimensão vertical aumenta comparativamente à DVO habitual, existe um pico máximo de força, que diminui à medida que a DVO continua a aumentar para lá da DVO correspondente ao pico de força anterior. Os autores afirmaram que a dimensão vertical que maximiza a força isométrica é específica para cada indivíduo. Testaram outros músculos e encontraram incrementos de força similares em diferentes grupos musculares quando a dimensão vertical foi elevada.

De forma a investigar a relação entre a força do braço e a oclusão dentária (Dang, Le Minh, Thanh, & Van, 2012) foi testado um grupo de vinte sujeitos saudáveis (10 homens, idade= $20\pm 0,9$ anos; 10 mulheres, idade= $19,8\pm 9$ anos). Os sujeitos assumiram a posição de pé com os seus braços e pernas estendidos no plano frontal. Uma pega presa ao peso foi colocada na mão dos sujeitos e ao sinal foi libertado, produzindo uma força de puxar no sentido descendente nos braços. Enquanto realizavam o teste, os sujeitos mantinham um *espaçador* entre os dentes. Foram analisados os EMG da mandíbula (masséter), pescoço (trapézio) e braço (deltóide e braquiorradial). Os resultados demonstraram uma forte correlação entre a força do braço e o desequilíbrio da mandíbula, mostrando que numa posição de oclusão natural o sinal EMG aumentava significativamente em função do incremento da carga externa. Na posição de desequilíbrio de oclusão o EMG decresceu ligeiramente em função do aumento da espessura do *espaçador*, o que demonstrou uma redução de ativação dos músculos do braço. Os autores indicaram três principais conclusões deste estudo: desequilíbrio da mordida induzido por diminuição de ativação dos músculos do braço contralateral; a perda foi aproximadamente uma função linear da altura do *espaçador*; os declives da função linear foram similares em ambos os braços e independentes do género.

Músculos dos membros superiores foram medidos numa contração máxima isométrica de forma a verificar se existiam alterações quando a ATM era alterada (Lee, Hong, Park, & Choi, 2013). O estudo foi conduzido com vinte sujeitos com uma média de idades de vinte anos (10 homens e 10 mulheres). Foi utilizada uma goteira do tipo rígido. As medidas EMG abrangiram o trapézio superior, bicípete braquial e tricípete braquial enquanto os sujeitos eram submetidos a contrações máximas isométricas em posições de teste muscular manual, com e sem goteira. Os resultados revelaram que quando usavam a goteira os sujeitos tinham um nível de ativação muscular superior, com significância estatística. Deste modo, os autores consideraram a goteira como um método para adultos melhorarem a estabilidade dos músculos, através da estabilidade da ATM.

Foi analisado o efeito da resistência de força isométrica no ombro em sujeitos a quem foi pedido para morder três dispositivos de oclusão dentária, bem como na oclusão habitual (Forgione et al., 1992). A amostra foi composta por trinta e cinco sujeitos, idades compreendidas entre os 18-59 anos durante o procedimento do teste. Para cada sujeito foi desenvolvida uma goteira através de um critério funcional de pico de força, um dispositivo de deflexão, que deflete a mandíbula 1mm para a esquerda e um dispositivo placebo, i.e., um protetor bucal não controlado (PBNC). Cada sujeito realizou um conjunto de séries de ensaios num equipamento de exercício que isolava as porções do deltóide responsáveis pela abdução do ombro. Para cada ensaio era pedido aos sujeitos que mantivessem os braços estendidos horizontalmente durante o maior tempo possível enquanto cerravam os dentes. Após a análise dos resultados, os indivíduos mostraram um aumento na resistência de força isométrica de pelo menos 50% quando utilizavam a goteira, quando comparado com o placebo e a deflexão. Foi concluído que existe uma relação entre a mordida e a força isométrica. Não foram visíveis os efeitos do placebo.

Testes Isocinéticos

De forma a avaliar os efeitos de diferentes dimensões verticais na força nos membros superiores (Williams, Chaconas, & Bader, 1983) foram avaliados vinte e três atletas universitários do género masculino (idade=20±1 anos). Para cada sujeito foram construídos dois posicionadores de mandíbula. O primeiro foi construído para replicar a posição de repouso suportada, o segundo para replicar a dimensão vertical de oclusão aumentada (5mm). Uma terceira posição mandibular de oclusão cêntrica (dentes juntos) foi também alvo de teste. O procedimento experimental consistiu em cinco repetições máximas para cada braço, em movimentos de abdução e adução, com as três posições mandibulares. Foi encontrada significância estatística para o membro dominante, em que o grupo muscular abductor do braço teve um valor superior na posição de repouso suportada sobre a oclusão cêntrica e sobre a dimensão vertical de oclusão aumentada. Os resultados combinados foram realizados para os abdutores e adutores do braço nas três posições mandibulares e os resultados mostraram que a posição de repouso suportada tinha uma significância estatística superior às restantes. O resultado combinado da adução e abdução do braço demonstrou uma significância superior da posição de repouso face à posição cêntrica.

Tronco e pescoço

Um grupo de vinte mulheres (idade= 20-40 anos) foi testado para avaliar os efeitos de um aumento vertical na dimensão de oclusão na força dos músculos flexores da cervical (Chakfa et al., 2002). Foram fabricadas diversas placas de mordida com arco completo de acrílico, de oclusão inferior e na posição cêntrica a quatro níveis verticais diferentes (2, 4, 6 e 12 mm). Foi aplicada uma pressão na testa com um extensômetro, sendo que os sujeitos foram instruídos para resistir durante o maior tempo possível. A média da força máxima do ensaio foi significativamente superior aos níveis antes e após ensaio, mostrando que não existiu acumular de fadiga. Os resultados revelaram que à medida que a DVO aumenta comparativamente à DVO habitual, existe um pico máximo de força, que diminui à medida que a DVO continua a aumentar para lá da DVO correspondente ao pico de força anterior. Os autores afirmaram que a dimensão vertical que maximiza a força isométrica é específica para cada indivíduo. Testaram outros músculos e encontraram incrementos de força similares em diferentes grupos musculares quando a dimensão vertical foi aumentada.

Através de análise EMG de diversos músculos do tronco, foi avaliado o efeito de uma goteira do tipo rígido (Lee et al., 2013). Participou no estudo uma amostra de vinte sujeitos, dez femininos e dez masculinos, com uma média de idades de vinte anos. A contração muscular do tronco foi avaliada utilizando EMG nos músculos erector da coluna lombar e cervical, recto abdominal, oblíquo abdominal interno e externo, e esternocleidomastoideo. O procedimento de teste consistiu na realização de uma contração isométrica máxima de cada músculo na posição de teste manual muscular para cada condição de oclusão dentária. Os resultados demonstraram que para todos os músculos que foram medidos a média de contração isométrica máxima foi superior com a goteira, com significância estatística. De acordo com os autores, o resultado do estudo demonstrou que a goteira é considerada um método válido para melhorar a estabilidade corporal através da melhoria da ATM.

Membros Inferiores

Testes Isométricos

Recentemente, Allen et al., (2018) analisou o movimento isométrico *de mid-thigh pull* para avaliar a influência da ação de cerrar os dentes na produção de força. Os sujeitos do género masculino que participaram no estudo foram caracterizados como indivíduos com experiência recreacional de treino de força e com experiência anterior na execução dos movimentos de arremesso e arranque ($n=36$; idade= $23\pm 2,8$; altura= $178,54 \pm 9,0$ cm; peso corporal= $83,09\pm 7,8$ kg). A contração isométrica foi realizada durante três segundos sobre uma plataforma de forças. Foram alvo de teste seis condições, combinando três condições com o dispositivo dentário de oclusão: (1) dispositivo de oclusão dentária (sem propriedades de proteção e colocado no maxilar inferior), (2) protetor bucal comercial, (3) sem dispositivo de oclusão dentária; e duas condições distintas relativamente à ação de cerrar os dentes, (1) cerrar os dentes e (2) não cerrar os dentes. Os resultados mostraram melhorias no pico de força, pico de força normalizado e taxa de produção de força quando os sujeitos realizaram a ação de cerrar os dentes, independentemente da condição do dispositivo de oclusão dentária utilizado.

Testes Isocinéticos

A influência de protetores bucais personalizados na força isocinética (Cetin et al., 2009) foi estudada num grupo de vinte e um atletas de taekwondo (idade= $17\pm 1,34$). A força concêntrica máxima foi medida na perna dominante no movimento de flexão e extensão. Os sujeitos realizaram cinco contrações máximas em duas condições: com e sem protetor bucal personalizado. Não foram encontradas diferenças significativas entre a força na perna. Contudo, o momento máximo de força na musculatura posterior da coxa aumentou de forma significativa devido à utilização do PB customizado. Os autores não fizeram qualquer tipo de declaração sobre a influência da oclusão dentária dado que o seu objetivo era apurar se existia um impacto negativo nos atletas.

Para analisar as diferenças na força muscular com diferentes dimensões verticais, foram reunidos vinte e três atletas universitários do género masculino (idade= $20\pm 1,07$), sendo que apenas dois dos sujeitos tinham a totalidade dos dentes. Para os restantes, o valor médio de dentes em falta era de $3,5\pm 1,47$ (Williams et al., 1983). Foram utilizados dois posicionadores de mandíbula. O primeiro suportava a posição de repouso, enquanto

que o segundo foi fabricado para uma dimensão vertical de oclusão empiricamente aumentada em cinco milímetros. Os sujeitos foram testados em três posições mandibulares: (1) dentes juntos na posição de oclusão cêntrica; (2) posição empírica de repouso equilibrada e (3) dimensão vertical empiricamente aumentada. Para cada posição mandibular, os sujeitos efetuaram extensão e flexão da perna, realizando cinco repetições máximas no aparelho isocinético. Não se verificaram diferenças significativas. Na posição empírica de repouso equilibrada os valores médios de força dos extensores e flexores da perna foram superiores aos da posição de oclusão cêntrica e posição de dimensão vertical empiricamente suportada.

Testes de salto / potência

Um grupo de atletas masculinos ($n=22$ e idade= $18-34$), familiarizados com o uso de protetores bucais, realizou três ensaios de impulsão vertical no *Just jump mat*, tendo sido registado o valor mais elevado da altura de salto. Os sujeitos foram testados em duas condições: (1) protetor bucal neuromuscular fabricado pelo dentista - PBN (2) protetor bucal de ajuste customizado - PBCT. Os resultados mostraram que ao utilizar o PBN, os atletas tinham uma altura de salto superior, com significância estatística (Arent et al., 2010).

Cetin et al., (2009) avaliou o agachamento saltado e salto com contra movimento em atletas de taekwondo (idade= $17\pm 1,34$). Foram analisadas duas condições experimentais: sem suporte de oclusão e protetor bucal feito à medida. Os sujeitos realizaram três ensaios e o melhor resultado foi registado para cada condição. A análise dos resultados revelou não existirem diferenças significativas, sendo a média das alturas muito similar para ambas as condições.

Golem (2012) avaliou o salto com contra movimento em atletas universitários saudáveis ($n=20$, idade= $21,5\pm 2,7$). Foram testadas diversas condições de oclusão: protetor bucal “aquecer e morder”, protetor bucal de ajuste customizado, protetor bucal “pronto a usar” e sem protetor bucal. Os sujeitos realizaram três ensaios para cada condição de oclusão, com um intervalo de quarenta e cinco a sessenta segundos, tendo sido seleccionado o valor mais elevado para cada uma das condições. Os resultados demonstraram uma falta de significância estatística relativamente à impulsão vertical e potência. O que pode ser explicado pelo facto dos protetores bucais terem sido fabricados sem o acompanhamento de um dentista.

Recentemente, Allen et al., (2018) analisou o movimento de impulsão vertical com contra movimento para avaliar a influência da ação de cerrar os dentes na produção de força. Os sujeitos do género masculino foram caracterizados como indivíduos com experiência recreacional de treino de força e com experiência anterior na execução dos movimentos de arremesso e arranque ($n=36$; idade= $23\pm 2,8$; altura= $178,54\pm 9,0$ cm; Peso corporal= $83,09\pm 7,8$ kg). Foram realizadas seis condições, combinando três condições com o dispositivo dentário de oclusão: (1) dispositiva oclusão dentária (sem propriedades de proteção e colocado no maxilar inferior), (2) protetor bucal comercial, (3) sem dispositivo de oclusão dentária; e duas condições distintas relativamente à ação de cerrar os dentes, (1) cerrar os dentes e (2) não cerrar os dentes. Os resultados não mostraram diferenças significativas para a ação de cerrar os dentes, embora tenham existido melhorias na taxa de produção de força e altura de salto. Não existiram melhorias como resultado do uso de qualquer um dos dispositivos de oclusão dentária testados.

Ao nível do membro superior a utilização do PB revelou uma melhoria significativa nos parâmetros de força e potência (Dunn-Lewis et al., 2012), força (Alexander, 1999), e uma correlação positiva entre uma oclusão ótima e a força (Dang et al., 2012). A utilização da goteira revelou de forma significativa um nível de ativação muscular superior (Lee et al., 2013) e um aumento na força resistente (Forgione et al., 1992). Por outro lado, não foram encontrados resultados estatisticamente significativos nos parâmetros de força e ou potência na utilização de PB (Arent et al., 2010; Cetin et al., 2009; Golem, 2012).

Ao nível do tronco os resultados revelaram um incremento de força isométrica através de uma VDO específica para cada indivíduo (Chakfa et al., 2002). A utilização da goteira demonstrou resultados superiores na média de contração isométrica máxima, sendo estatisticamente significativo (Lee et al., 2013).

Ao nível do membro inferior a utilização de PB revelou melhorias na altura de salto no movimento de impulsão vertical (Arent et al., 2010). Os testes realizados por outros autores (Allen et al., 2018; Cetin et al., 2009; Golem, 2012) não demonstraram melhorias estatisticamente significativas nos indicadores de força e potência expressados através de movimentos de potência, como o agachamento saltado e salto com contra movimento.

Metodologia

Sujeitos

Vinte e dois jogadores masculinos (idade= $25\pm 3,84$ anos; altura= $1,82\pm 0,07$ m; peso= $93,91\pm 11,99$ kg) de rugby amador da equipa Sénior do Clube Cascais Rugby participaram neste estudo. Os participantes estavam envolvidos em treino de força pelo menos há dois anos e tinham capacidade de executar com correção técnica o supino plano e o supino em lançamento. Além disso, todos os sujeitos utilizaram previamente protetor bucal e não possuíam qualquer disfunção da ATM ou patologia associada. Os riscos experimentais e benefícios do estudo foram explicados a todos os participantes antes de estes assinarem o consentimento informado. Esta investigação foi aprovada pelo conselho de ética da Faculdade de Motricidade Humana.

Numa situação ótima seria desejado um número de indivíduos superior a 30 para formar a amostra. No entanto, são diversos os fatores que não permitiram que esse número de indivíduos fosse alcançado: os custos associados ao fabrico da goteira; disponibilidade dos sujeitos e número de elementos da equipa sénior. Ainda assim, outros estudos que avaliaram a produção de força e a sua relação com a utilização de goteiras apresentaram amostras com $n=22$ (Arent et al., 2010), $n=20$ (Golem, 2012), $n=11$ (Cetin, Keçeci, Erdoğan, & Baydar, 2009), $n=10$ (Dang et al., 2012; Lee et al., 2013; Yokoyama, 1998).

Abordagem experimental ao problema

Cada sujeito foi testado em duas ocasiões. Em cada ocasião cada sujeito foi avaliado em quatro diferentes condições: CON (controlo, sem goteira), G (Goteira), PBC (protetor bucal controlado) e PBNC (protetor bucal não controlado). As avaliações de força foram realizadas no exercício de supino plano executado numa Smith Machine. Na 1ª sessão foi determinado o valor de 1RM. Na 2ª sessão foram realizadas três repetições com 40% de 1RM no supino com lançamento (SPL). A carga correspondente a 40% 1RM foi selecionada, uma vez que se situa no intervalo no qual atletas de rugby podem produzir valores mais elevados de picos de potência no SPL (Bevan et al., 2010) e valores médios mais elevados de potência no SPL (Baker, Nance, & Moore, 2001).

Procedimentos experimentais

Num primeiro momento todos os sujeitos foram avaliados clinicamente de acordo com as recomendações da Academia Americana de Dor Orofacial. O médico dentista foi responsável pela avaliação inicial personalizada, recolha de dados e conceção da goteira e protetor bucal a ser utilizado por cada sujeito. Os testes de terreno dividiram-se em dois dias, separados por 48h. Para normalizar a recolha de dados o protocolo foi conduzido na mesma hora do dia para cada participante. No início de ambos os dias de teste os sujeitos realizaram um aquecimento estandardizado com a duração de cinco minutos que consistiu na mobilização da musculatura do tronco e braços (Hoffman, 2014), seguido de um aquecimento específico para cada sessão.

No primeiro dia o aquecimento específico consistiu em dez repetições no supino plano (SP) a 50% de 1 repetição máxima (RM) estimada, baseado em Baechle et al.(2008), seguido por um intervalo de 2 minutos de descanso e depois por uma outra série de cinco repetições a 75% de 1 RM estimada. Após cinco minutos de repouso o sujeito realizava uma repetição a 95% de 1 RM estimada, sendo que protocolo continuou com incrementos de 5 a 10% de carga até que o sujeito testasse o seu verdadeiro 1RM, ou seja, não fosse capaz de efetuar mais do que uma repetição. Foi permitido um máximo de três tentativas para determinar o valor de 1RM no SP na Smith Machine. No segundo dia de teste, após um aquecimento estandardizado, os sujeitos realizaram um aquecimento específico que consistiu na realização de três repetições de Supino em lançamento (SPL) na Smith Machine apenas com o peso da barra, tendo como objetivo o aquecimento, mas também acostumar os sujeitos ao movimento específico. Os sujeitos realizaram um esforço máximo de supino em lançamento na Smith Machine com uma carga que representava 40 % da determinação de 1RM. Realizaram três repetições máximas para cada condição, com um intervalo de quatro minutos, adequado para evitar um decréscimo no valor de potência (Davó, Solana, Marín, Fernández, & Ramón, 2016). A ordem de execução de cada condição foi aleatória. Os sujeitos não tinham conhecimento de que tipo de protetor bucal ou goteira estavam a utilizar durante os testes. Além disso, os participantes não receberam instruções específicas acerca de como usar os dispositivos de oclusão (Allen, Dabbs, Zachary, & Garner, 2014; Dunn-Lewis et al., 2012), apenas foi sugerido que executassem de forma tão normal quanto possível.

Em todos os testes os sujeitos foram encorajados de forma verbal para potenciar o seu rendimento. Para que a recolha fosse válida os sujeitos não podiam realizar treino

de força de qualquer carácter que envolvesse o membro superior nas 24h que precediam os dias de teste. Todos os sujeitos participaram de forma voluntária e assinaram o consentimento informado.

Para garantir a fiabilidade a posição dos sujeitos foi similar à posição adoptada na primeira sessão. No SP e SPL o sujeito não deve mover as costas (Newton, 1997) mantendo a posição habitual de execução do atleta, o movimento é realizado até que a barra diste 1cm do peito do indivíduo. A velocidade de execução no SP foi controlada para a fase excêntrica e máxima para a fase concêntrica. No SPL a velocidade de execução foi máxima para a fase excêntrica e concêntrica, após cada repetição foi realizada uma pausa de dois segundos com os cotovelos em extensão para que o sistema marque a posição inicial do movimento.

Instrumentos e variáveis avaliadas

Em cada repetição do supino em lançamento foram registados dados de potência através da utilização de um potenciómetro (Chronojump, Barcelona, Espanha), colocado acima do eixo vertical da barra. O transductor foi conectado ao microcontrolador (Chronopic) que registou a 1000 Hz. O microcontrolador foi conectado a um computador portátil que tinha instalado o software Chronojump 1.6.1 para avaliação dos dados. A validade e fiabilidade desta instalação foi previamente estabelecida para medir a velocidade de movimento e estimar diversas variáveis associadas ao treino (Vivancos et al., 2014).

Foram registadas e analisadas as seguintes variáveis: velocidade (m/s), pico de velocidade (m/s), tempo para o pico de velocidade (s), aceleração (m/s^2), pico de aceleração (m/s^2), potência (W), pico de potência (W), tempo para o pico de potência (s), força (N), pico de força (N) e tempo para o pico de força (s).

Materiais e métodos de conceção dos dispositivos intermaxilares (de oclusão dentária)

Para a execução dos dispositivos intermaxilares ou goteiras foram feitas impressões das arcadas mandibular e maxilar com hidrocolóide irreversível (Zhermack OrthoPrint / Lote 170115 Rovigo - Italy) e vertidas em gesso dentário tipo III (Blue Stone

(Proal) / Lote 0453/12919-1 - Toledo - Spain). Registos com o recurso a arco facial foram obtidos utilizando um arco facial de valores médios (Artex Facebow - Ref 218600- AmmanGirrbach - Koblach, Osterreich). A relação intermaxilar ortopédica, de estabilidade (relação cêntrica) foi determinada após desprogramação neuromuscular do paciente (com o recurso a rolos de algodão interpostos entre os arcos por 4 a 5 minutos) utilizando um “Leaf Gauge” (Great Lakes Orthodontics - Tonawanda - US). Os sujeitos foram instruídos para fechar sobre as folhas do “Leaf Gauge”) e deslizar para a frente e para trás 2 a 3 vezes, mantendo em seguida a posição posterior mais confortável, sem tensão muscular, não guiada pelo operador. A relação intermaxilar foi registada através de um material de registo de mordida (VPS- Hydro Bite / Lote 170664 -Henry Schein – Melville, USA). Os modelos das arcadas maxilares foram montados em articulador semi-ajustável (Ref 218750 -AmmanGirrbach - Koblach, Osterreich) com o recurso ao “Artex Transfer Jig” (Ref 218631 - AmmanGirrbach - Koblach, Osterreich) e fixados com gesso de montagem (Quick Rock -Protechno/Lote 13-32039 - Vilamalla, Espanha). Os modelos das arcadas mandibulares foram relacionados com os modelos das arcadas maxilares através da interposição dos registos da relação cêntrica, previamente preparados, e fixados ao braço inferior do articulador com gesso de montagem (Quick Rock - Protechno/Lote 13-32039 - Vilamalla, Espanha).

Fabrico da goteira

Com o recurso a uma maquina termoformadora a vácuo (Easy Vac –3aMedes - Baekseokdong, South Korea), placas termoformadas de 1mm de espessura (Erkodent - Ref 591830 / lote 10862 – Pfalzgrafenweiler - Germany) foram adaptadas sobre os modelos maxilares, finalizadas e ajustadas no articulador, através da adição de acrílico autopolimerizável(Unifast Trad – GC America Inc – Alsip,IL USA) à mínima dimensão vertical de oclusão permitida pela espessura da folha termoformada, para os requisitos de estabilização de uma goteira, na posição de relação cêntrica. As goteiras foram ensaiadas na boca dos sujeitos, verificadas quanto à estabilidade, retenção e conforto e os ajustes de oclusão foram realizados até à obtenção e uma oclusão mutuamente protegida coincidente com a posição de referência articular.

Fabrico do protetor bucal

Para cada sujeito foram utilizados dois protetores bucais, Everlast Single Mouthguard (Everlast- 1900 Highway DD -Moberly, MO 65270 – USA), que foram preparados de acordo com as instruções do fabricante. De seguida, os protetores bucais foram ajustados na boca dos sujeitos. O PB controlado foi reaquecido e após a sua colocação na boca do sujeito, foi obtida estabilização intermaxilar sob supervisão do operador utilizando manipulação bilateral, através da técnica de Dawson. O PB não controlado foi reaquecido, colocado na boca do sujeito e foram dadas as instruções para morder e manter a posição até que a temperatura diminuísse.

Análise Estatística

Foi efetuada a análise descritiva da amostra através dos valores médios e desvios padrão do peso e altura dos sujeitos. Todos os dados foram examinados quanto à distribuição normal através do teste Shapiro-Wilk (por ser uma amostra de pequena dimensão) e quanto à homogeneidade através do teste de Levene, que, quando assumida, levou à realização de uma ANOVA de medidas repetidas para calcular a significância entre as diversas condições para as variáveis previamente apresentadas. A esfericidade foi avaliada através do teste Mauchly. Quando não assumida foi efectuada a correcção de Greenhouse-Geisser. Quando os dados apresentaram uma distribuição não paramétrica foi aplicado o teste de Friedman. Para as variáveis que demonstraram resultados significativos foi usado um teste de comparações múltiplas sendo usado o ajuste de Bonferroni.

O nível de significância estatística foi fixado em $p= 0.05$. Todos os procedimentos estatísticos foram efetuados utilizando o software estatístico IBM SPSS (versão 20).

Resultados

As medições das diferentes variáveis e os resultados estatísticos estão presentes na tabela 1. O pico de força e o pico de aceleração foram as únicas variáveis com significância estatística ($P < 0.01$). Os testes Post hoc (tabela 2) revelaram que os resultados médios do SPL na condição de PBC foram significativamente superiores quando comparados com a condição CON, para as duas variáveis analisadas. Não foram encontradas diferenças significativas entre outras condições. O valor do D de Cohen foi respectivamente 0.21 e 0.32, para a variável de pico de força e para o pico de aceleração. O valor médio no SP para 1 RM foi de 113.2 ± 16.82 kg e no SP para 40% 1RM foi de 44.93 ± 6.75 kg.

O valor médio mais elevado para a dimensão vertical de oclusão (DVO) aconteceu na condição de PBC, representado na figura 1. A análise estatística revelou que estes valores são estatisticamente significativos, quando comparados com as condições de PBNC e G.

Tabela 1. Valores médios e desvio padrão das variáveis de força e potência no supino em lançamento nas 4 condições: sem protetor bucal - grupo Controlo (CON), protetor bucal não controlado (PBNC); protetor bucal com posição de mandíbula controlada (PBC) e goteira (G).

Variáveis	CON	PBNC	PBC	G	<i>p value</i>
Velocidade (m/s)	1.181 ± 0.11	1.201 ± 0.15	1.191 ± 0.19	1.199 ± 0.14	0.135
Pico de velocidade (m/s)	1.772 ± 0.13	1.755 ± 0.24	1.774 ± 0.15	1.783 ± 0.13	0.529
Tempo p/ pico velocidade (s)	0.341 ± 0.40	0.332 ± 0.05	0.337 ± 0.03	0.344 ± 0.03	0.233
Aceleração (m/s ²)	5.670 ± 0.63	5.695 ± 0.59	5.816 ± 0.56	5.578 ± 0.81	0.115
Pico aceleração (m/s ²)	10.317 ± 2.45	11.025 ± 3.12	11.294 ± 3.56	10.956 ± 3.03	0.008*
Potência (W)	575.621 ± 135.45	582.932 ± 139.92	566.608 ± 148.01	586.25 ± 137.63	0.366
Pico potência (W)	987.661 ± 171.19	996.14 ± 179.40	985.07 ± 180.64	1003.90 ± 159.43	0.793
Tempo p/ pico potência. (s)	0.303 ± 0.07	0.290 ± 0.43	0.290 ± 0.03	0.295 ± 0.05	0.115
Força (N)	520.727 ± 99.47	530.09 ± 99.06	527.09 ± 101.59	527.79 ± 103.69	0.415
Pico Força (N)	883.25 ± 187.81	917.64 ± 237.23	929.18 ± 243.89	933.27 ± 211.57	0.006*
Tempo p/ pico Força (s)	0.038 ± 0.44	0.037 ± 0.05	0.039 ± 0,05	0.057 ± 0,11	0.332

* p<0.05

Tabela 2. Comparações múltiplas entre condições: sem protetor bucal - grupo controle (CON), protetor bucal não controlado (PBNC); protetor bucal com posição de mandíbula controlada (PBC) e goteira (G).

Comparações	Diferenças Médias	Desvio Padrão	95% IC	
			Limite Inferior	Limite Superior
Pico Força (N)				
CON vs G	-37.946	14.460	-77.498	1.607
CON vs PBNC	-37.181	15.193	-78.739	4.376
CON vs PBC	-46.943 *	15.932	-90.521	-3.365
OS vs PBNC	0.765	11.579	-30.905	32.435
OS vs PBC	-8.997	14.240	-47.947	29.953
PBNC vs PBC	9.762	13.434	-26.985	46.508
Pico Aceleração (m/s²)				
CON vs G	-0.690	0.318	-1.561	0.181
CON vs PBNC	-0.777	0.314	-1,636	0,082
CON vs PBC	-0.984 *	0.324	-1.870	-0.99
OS vs PBNC	-0.087	0.269	-0.822	0.648
OS vs PBC	-0.294	0.300	-1.114	0,526
PBNC vs PBC	0.207	0.275	-0.544	0.958

* p<0.05

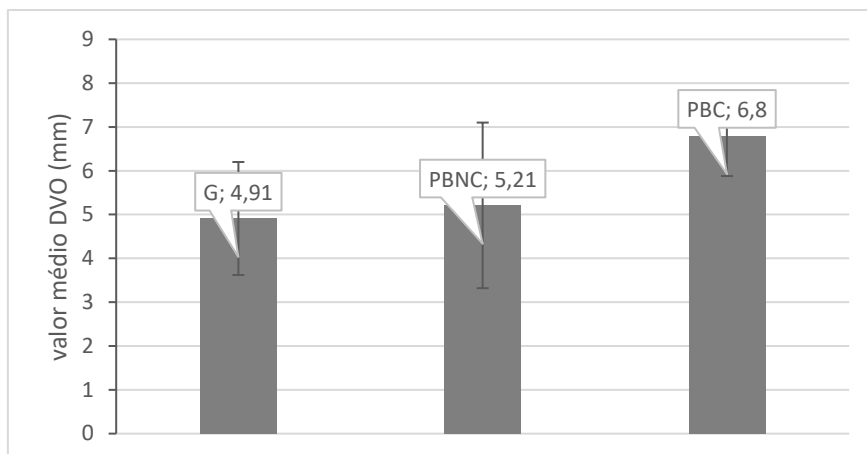


Figura 1. Resultados Dimensão Vertical de Oclusão (DVO)

Significativo a $p \leq 0.05$: PBC superior à G; PBC superior à PBNC.

Discussão de Resultados

O estudo apresentado investigou o efeito agudo da utilização de dispositivos de oclusão dentária na produção de força e potência. É de destacar a inclusão do controlo da posição da mandíbula optando pela relação cêntrica, sendo considerada a posição mais estável e reprodutível da mandíbula (Okeson, 2014). De acordo com Dawson, esta pode ser definida como a relação na qual a mandíbula e o maxilar encontram um alinhamento óptimo entre o conjunto côndilo/disco (Dawson, 1974). Pelo facto da posição cêntrica ser reprodutível, torna possível a comparação directa de resultados de investigações futuras em que seja usado o mesmo tipo de dispositivo de oclusão dentária.

No presente estudo foi considerada a dimensão vertical de oclusão (DVO) de cada dispositivo, sendo que o valor da DVO no PBC foi significativamente superior às restantes condições de oclusão (goteira e protetor bucal não controlado). E foi precisamente na condição com a DVO mais elevada (PBC) que os valores médios das variáveis pico de força e pico de aceleração foram superiores comparativamente com a condição CON, existindo significância estatística. Um estudo que analisou a influência da dimensão vertical na produção de força isométrica nos músculos flexores cervicais e abdutores do braço revelou que à medida que a dimensão vertical aumenta comparativamente à DVO habitual, existe um aumento do pico máximo de força, que

diminui à medida que a DVO continua a aumentar para lá da DVO correspondente ao pico de força anterior (Chakfa et al., 2002). Por outro lado, num estudo no qual a posição da mandíbula foi controlada, os resultados demonstraram que a força isométrica na abdução do ombro foi superior na posição de repouso em comparação com a posição de relação cêntrica e posição de DVO aumentada (5mm) (Williams et al., 1983). Parece existir uma dimensão vertical de oclusão ótima para cada sujeito que otimiza a força isométrica (Chakfa et al., 2002).

Relativamente às variáveis de força e potência analisadas, os valores médios do pico de força e pico de aceleração foram superiores na condição de PBC face à condição CON, sendo estatisticamente significativos.

De acordo com a revisão bibliográfica elaborada, apenas um estudo investigou o efeito de um protetor bucal de ajuste customizado na tarefa de SPL (Dunn-Lewis et al., 2012). Os seus resultados indicaram valores de força e potência superiores para a condição de protetor bucal controlado comparativamente com as condições de protetor bucal comercial (placebo) e sem dispositivo de oclusão (controlo). As suas descobertas estão em concordância com o presente estudo ao demonstrar que a utilização de um protetor bucal controlado apresentou valores superiores de pico de força e pico de aceleração durante o SPL comparativamente com a sua não utilização. Como tal, a utilização de um protetor bucal com posição da mandíbula controlada pode potenciar o rendimento de sujeitos que praticam modalidades nas quais a potência e a força influenciam o rendimento desportivo. O estudo de Dunn-Lewis (2012) revelou que o placebo teve um rendimento inferior na potência face ao controlo. Outro estudo que também avaliou o supino (Golem, 2012) demonstrou que o valor de força na condição de placebo foi inferior à condição de controlo.

Alguns estudos demonstraram melhorias na força isométrica e isocinética nos membros superiores (Alexander, 1999; Battaglia et al., 2018; Chakfa et al., 2002; Lee et al., 2013). Contudo, outros autores não encontraram diferenças entre usar ou não dispositivos de oclusão dentária (Allen et al., 2014; Cetin et al., 2009; Drum, Swisher, Buchanan, & Donath, 2016; Golem, 2012). No estudo de Golem os dispositivos foram concebidos sem o acompanhamento de um médico dentista, o que pode ter influenciado os resultados. Na investigação de Drum e colaboradores (2016) a DVO não foi controlada e os atletas foram capazes de distinguir o PB comercial do PB customizado, apesar dos esforços dos investigadores.

No estudo de Golem (2012) os atletas referiram sentir desconforto ao utilizar o protetor bucal placebo devido à sua falta de ajuste, o que pode justificar a redução de rendimento. Adicionalmente, pode ter existido outro factor de confundimento uma vez que os atletas tiveram conhecimento do protetor bucal que utilizavam durante os testes. No nosso estudo não ocorreu diminuição do rendimento para qualquer protetor bucal, controlado e não controlado (placebo). Os atletas não tinham conhecimento do dispositivo de oclusão dentário usado, a ordem de execução da tarefa para cada condição foi aleatória e não foi manifestado desconforto pela sua utilização.

O ato de cerrar os dentes parece ter um efeito ergogénico na produção de força, como foi verificado por diversos autores que avaliaram o rendimento neuromuscular em diferentes tarefas de potência, em especial tarefas de impulsão vertical (Ebben et al., 2008; Fauth, Petushek, Kaufmann, & Ebben, 2010; Morales, Solana-Tramunt, Miró, & García, 2016) e também na preensão (Churei, 2003). Estes estudos mostraram um efeito positivo da ação de cerrar os dentes no rendimento desportivo. Esta ação durante o exercício é um exemplo de Contração Voluntária Remota (CVR), na qual a ativação de um músculo potencia a produção de força do músculo principal pelo movimento. Esta CVR parece aumentar de forma aguda o reflexo H e, uma vez que o reflexo H é usado para avaliar a excitabilidade do motoneurónio alfa espinal, esse aumento pode ser indicador de uma maior eficiência da transmissão (Ebben, 2006). Além disso, a ação de cerrar os dentes pode acontecer de forma involuntária durante o treino de força (Ebben, 2006), como foi demonstrado através da análise eletromiográfica (Yokoyama, 1998). No nosso estudo os atletas não receberam qualquer tipo de informação ou recomendação sobre o cerrar dos dentes. Assim, não podemos excluir a hipótese desta ação ter ocorrido. Podemos considerar que a ação de cerrar os dentes possa ter contribuído cumulativamente com o incremento da DVO e o posicionamento da mandíbula na posição cêntrica como motor da melhoria dos indicadores de potência e força na tarefa de SPL. Assim, o não controlo da ação de cerrar os dentes pode ser considerada uma limitação do estudo.

Esta investigação agregou um continuum ao nível da complexidade e acessibilidade dos dispositivos de oclusão dentária: desde a utilização de goteira e protetor bucal controlado, que exigem os conhecimentos de um dentista especialista em oclusão, sendo mais dispendioso; até ao uso de um protetor bucal comercial, mais acessível, mas com uma customização inexistente e sem controlo da posição mandibular.

Futuras investigações devem confirmar o efeito potenciador no rendimento por parte dos dispositivos orais de oclusão através da comparação de protetores bucais

controlados versus não controlados, inclusão do protetor bucal não controlado e condição controle, como foi efetuado neste estudo, uma vez que na maioria dos estudos não estão presentes todas as condições de oclusão apresentadas. Parece também importante o controle da variável de DVO e da ação de cerrar os dentes. Acresce a pertinência de analisar o efeito a médio e longo prazo da utilização de dispositivos de oclusão dentária no rendimento desportivo, pois neste estudo e na literatura conhecida os seus efeitos foram quantificados no momento da utilização dos dispositivos. Adicionalmente, seria relevante identificar a influência dos dispositivos de oclusão dentária no rendimento desportivo no género feminino, dado que dos poucos estudos que tiveram em conta diferenças de género os resultados foram distintos para o género masculino e feminino.

Tendo em conta a influência da musculatura da ATM nos restantes segmentos corporais seria interessante reproduzir uma tarefa de lançamento (com padrão de movimento de empurrar com direcção horizontal) na posição ortóstática, uma vez que se torna necessário uma maior estabilização e recrutamento de músculos estabilizadores, incluindo análise cinética e cinemática do sujeito e análise cinética do projétil. Relativamente ao rendimento desportivo, parece pertinente averiguar o efeito dos dispositivos de oclusão dentária no incremento da potência metabólica ao nível dos membros superiores, dado que no estudo de Dunn-Lewis et al., (2012) o protetor bucal de ajuste customizado pareceu auxiliar na manutenção de um trabalho de potência repetido, portanto é possível especular se essa relação também aconteceria ao nível dos membros superiores.

Conclusão

Os resultados do estudo indicam que o uso do protetor bucal customizado (controlado) em jogadores amadores de rugby, para além do seu efeito protetivo dos dentes e preventivo de lesões orofaciais, não provocou um impacto negativo nos parâmetros de força e potência avaliados no supino plano e em lançamento, tendo mesmo mostrado um efeito ergogénico demonstrado através do incremento do pico de força e pico de aceleração. Em suma, a utilização de protetores bucais customizados com controlo da posição da mandíbula é recomendada em atletas masculinos, praticantes de modalidades nas quais a força e a potência são relevantes.

Bibliografia

- Alexander, C. F. (1999). "A study on the effectiveness of a self-fit mandibular repositioning appliance on increasing human strength and endurance capabilities" Master's Thesis, University of Tennessee.
- Allen, C. R., Dabbs, N. C., Zachary, C. S., & Garner, J. C. (2014). The acute effect of a commercial bite-aligning mouthpiece on strength and power in recreationally trained men. *J Strength Cond Res*, 28(2), 499-503.
- Allen, C. R., Fu, Y.-C., Cazas-Moreno, V., Valliant, M. W., Gdovin, J. R., Williams, C. C., & Garner, J. C. (2018). Effects of jaw clenching and jaw alignment mouthpiece use on force production during vertical jump and isometric clean pull. *J Strength Cond Res*, 32(1), 237-243.
- Alomar, X., Medrano, J., Cabratosa, J., Clavero, J., Lorente, M., Serra, I., Monill, J., & Salvador, A. (2007, June). *Anatomy of the temporomandibular joint*. Paper presented at the Seminars in Ultrasound, CT and MRI, (Vol. 28, pp. 170-183). WB Saunders.
- Arent, S. M., McKenna, J., & Golem, D. L. (2010). Effects of a neuromuscular dentistry-designed mouthguard on muscular endurance and anaerobic power. *Comparative Exercise Physiology*, 7(2), 73-79.
- Baechle, T. R., & Earle, R. W. (2008). *Essentials of strength training and conditioning: Human kinetics*.
- Baker, D. (2002). Differences in strength and power among junior-high, senior-high, college-aged, and elite professional rugby league players. *J Strength Cond Res*, 16(4), 581-585.
- Baker, D., Nance, S., & Moore, M. (2001). The load that maximizes the average mechanical power output during explosive bench press throws in highly trained athletes. *J Strength Cond Res*, 15(1), 20-24.
- Battaglia, G., Messina, G., Giustino, V., Zangla, D., Barcellona, M., Iovane, A., & Palma, A. (2018). Influence of Vertical Dimension of Occlusion on Peak Force During Handgrip Tests in Athletes. *Asian Journal of Sports Medicine*.
- Bevan, H. R., Bunce, P. J., Owen, N. J., Bennett, M. A., Cook, C. J., Cunningham, D. J., Newton, R. U., & Kilduff, L. P. (2010). Optimal loading for the development of peak power output in professional rugby players. *J Strength Cond Res*, 24(1), 43-47.
- Boero, R. P. (1989). The physiology of splint therapy: a literature review. *Angle Orthod*, 59(3), 165-180.
- Browne, P. A., Clark, G. T., Yang, Q., & Nakano, M. (1993). Sternocleidomastoid muscle inhibition induced by trigeminal stimulation. *J Dent Res*, 72(11), 1503-1508.
- Cetin, C., Kececi, A. D., Erdogan, A., & Baydar, M. L. (2009). Influence of custom-made mouth guards on strength, speed and anaerobic performance of taekwondo athletes. *Dent Traumatol*, 25(3), 272-276.
- Chakfa, A. M., Mehta, N. R., Forgione, A. G., Al-Badawi, E. A., Lobo, S. L., & Zawawi, K. H. (2002). The effect of stepwise increases in vertical dimension of occlusion on isometric strength of cervical flexors and deltoid muscles in nonsymptomatic females. *Cranio-the Journal of Craniomandibular Practice*, 20(4), 264-273.
- Choi, A. H., Conway, R. C., Taraschi, V., & Ben-Nissan, B. (2015). Biomechanics and functional distortion of the human mandible. *J Investig Clin Dent*, 6(4), 241-251.
- Churei, H. (2003). Relation between teeth clenching and grip force production characteristics. *Kokubyo Gakkai zasshi. The Journal of the Stomatological Society, Japan*, 70(2), 82-88.
- Cuccia, A., & Caradonna, C. (2009). The Relationship between the Stomatognathic System and Body Posture. *Clinics*, 64(1), 61-66.

- Dang, K. T. Q., Le Minh, H., Thanh, H. N., & Van, T. V. (2012). Analyzing surface EMG signals to determine relationship between jaw imbalance and arm strength loss. *Biomedical engineering online*, 11(1), 55.
- Davó, J. L. H., Solana, R. S., Marín, J. M. S., Fernández, J. F., & Ramón, M. M. (2016). Rest interval required for power training with power load in the bench press throw exercise. *J Strength Cond Res*, 30(5), 1265-1274.
- Dawson, P. E. (1974). *Evaluation, diagnosis, and treatment of occlusal problems*: Mosby St. Louis.
- Drum, S. N., Swisher, A. M., Buchanan, C. A., & Donath, L. (2016). Effects of a Custom Bite-Aligning Mouthguard on Performance in College Football Players. *J Strength Cond Res*, 30(5), 1409-1415.
- Dunn-Lewis, C., Luk, H. Y., Comstock, B. A., Szivak, T. K., Hooper, D. R., Kupchak, B. R., Watts, A. M., Putney, B. J., Hydren, J. R., Volek, J. S., Denegar, C. R., & Kraemer, W. J. (2012). The effects of a customized over-the-counter mouth guard on neuromuscular force and power production in trained men and women. *J Strength Cond Res*, 26(4), 1085-1093.
- Dylina, T. J. (2001). A common-sense approach to splint therapy. *J Prosthet Dent*, 86(5), 539-545.
- Ebben, W. P. (2006). A brief review of concurrent activation potentiation: theoretical and practical constructs. *J Strength Cond Res*, 20(4), 985-991.
- Ebben, W. P., Flanagan, E. P., & Jensen, R. L. (2008). Jaw clenching results in concurrent activation potentiation during the countermovement jump. *J Strength Cond Res*, 22(6), 1850-1854.
- Evans, W. (1982). Postural response of the head to bite opening in adult males. *Am J Orthod*, 82, 157-160.
- Fauth, M., Petushek, E., Kaufmann, C., & Ebben, W. (2010). *The effect of remote voluntary contractions on strength and power tasks of women*. Paper presented at the ISBS-Conference Proceedings Archive, (Vol. 1).
- Ferrario, V. F., Sforza, C., Serrao, G., Fragnito, N., & Grassi, G. (2001). The influence of different jaw positions on the endurance and electromyographic pattern of the biceps brachii muscle in young adults with different occlusal characteristics. *J Oral Rehabil*, 28(8), 732-739.
- Forgione, A. G., Mehta, N. R., McQuade, C. F., & Westcott, W. L. (1992). Strength and bite, part II: Testing isometric strength using a MORA set to a functional criterion. *CRANIO®*, 10(1), 13-20.
- Gangloff, P., & Perrin, P. P. (2002). Unilateral trigeminal anaesthesia modifies postural control in human subjects. *Neurosci Lett*, 330(2), 179-182.
- Gelb, H., Mehta, N. R., & Forgione, A. G. (1996). The relationship between jaw posture and muscular strength in sports dentistry: a reappraisal. *CRANIO®*, 14(4), 320-325.
- Giannakopoulos, N. N., Schindler, H. J., Rammelsberg, P., Eberhard, L., Schmitter, M., & Hellmann, D. (2013). Co-activation of jaw and neck muscles during submaximum clenching in the supine position. *Arch Oral Biol*, 58(12), 1751-1760.
- Golem, D. (2012). *Improving physical performance: The role of jaw-repositioning*: Rutgers The State University of New Jersey-New Brunswick.
- Grant, P. G. (1973). Biomechanical significance of the instantaneous center of rotation: the human temporomandibular joint. *J Biomech*, 6(2), 109-113.
- Hoffman, J. (2014). *Physiological aspects of sport training and performance*: Human Kinetics.
- Hosoda, M., Masuda, T., Isozaki, K., Takayanagi, K., Sakata, K., Takakuda, K., Nitta, O., & Morita, S. (2007). Effect of occlusion status on the time required for initiation of recovery in response to external disturbances in the standing position. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 22(3), 369-373.
- Hudspeth, A. J., Jessell, T. M., Kandel, E. R., Schwartz, J. H., & Siegelbaum, S. A. (2013). *Principles of neural science*: McGraw-Hill, Health Professions Division.

- Kibana, Y., Ishijima, T., & Hirai, T. (2002). Occlusal support and head posture. *J Oral Rehabil*, 29(1), 58-63.
- Knapik, J. J., Marshall, S. W., Lee, R. B., Darakjy, S. S., Jones, S. B., Mitchener, T. A., delaCruz, G. G., & Jones, B. H. (2007). Mouthguards in sport activities : history, physical properties and injury prevention effectiveness. *Sports Med*, 37(2), 117-144.
- Lee, S. Y., Hong, M. H., Park, M. C., & Choi, S. M. (2013). Effect of the Mandibular Orthopedic Repositioning Appliance on Trunk and Upper Limb Muscle Activation during Maximum Isometric Contraction. *J Phys Ther Sci*, 25(11), 1387-1389.
- Manfredini, D., Castroflorio, T., Perinetti, G., & Guarda-Nardini, L. (2012). Dental occlusion, body posture and temporomandibular disorders: where we are now and where we are heading for. *Journal of oral rehabilitation*, 39(6), 463-471.
- Mark, A. M. (2017). Keeping your teeth and mouth safe. *J Am Dent Assoc*, 148(6), 476.
- Moon, H. J., & Lee, Y. K. (2011). The relationship between dental occlusion/temporomandibular joint status and general body health: part 2. Fascial connection of TMJ with other parts of the body. *J Altern Complement Med*, 17(12), 1119-1124.
- Morales, J., Solana-Tramunt, M., Miró, A., & García, M. (2016). Effects of jaw clenching while wearing a customized bite-aligning mouthpiece on strength in healthy young men. *J Strength Cond Res*, 30(4), 1102-1110.
- Myers, T. (2009). *Anatomy Trains: Myofascial Meridians for Manual and Movement Therapists*. 2009. Churchill Livingstone.
- Okeson, J. P. (2014). *Management of Temporomandibular Disorders and Occlusion-E-Book*: Elsevier Health Sciences.
- Olivo, S. A., Fuentes, J., Major, P. W., Warren, S., Thie, N. M. R., & Magee, D. J. (2010). The association between neck disability and jaw disability. *Journal of oral rehabilitation*, 37(9), 670-679.
- Peck, C. (2016). Biomechanics of occlusion—implications for oral rehabilitation. *Journal of oral rehabilitation*, 43(3), 205-214.
- Roberts, D. C., & Tattersall, I. (1974). Skull form and the mechanics of mandibular elevation in mammals. *American Museum novitates*; no. 2536.
- Sasaki, Y., Ueno, T., Taniguchi, H., & Ohyama, T. (1998). Effect of teeth clenching on isometric and isokinetic strength of ankle plantar flexion. *J Med Dent Sci*, 45(1), 29-37.
- Schleip, R., Klingler, W., & Lehmann-Horn, F. (2005). Active fascial contractility: Fascia may be able to contract in a smooth muscle-like manner and thereby influence musculoskeletal dynamics. *Med Hypotheses*, 65(2), 273-277.
- Simons, D. G., Travell, J. G., & Simons, L. S. (1999). *Myofascial pain and dysfunction: the trigger point manual*, Vol 1, upper half of body. London, Lippincott Williams and Wilkins.
- Spector, M. (2001). Musculoskeletal connective tissue cells with muscle: expression of muscle actin in and contraction of fibroblasts, chondrocytes, and osteoblasts. *Wound Repair Regen*, 9(1), 11-18.
- Staubesand, J., & Li, Y. (1996). Zum Feinbau der Fascia cruris mit besonderer Berücksichtigung epi-und intrafaszialer Nerven. *Manuelle Medizin*, 34(34), 196-200.
- Strini, P. J. S. A., Machado, N. A. D., Gorreri, M. C., Ferreira, A. D., Sousa, G. D., & Neto, A. J. F. (2009). Postural Evaluation of Patients with Temporomandibular Disorders under Use of Occlusal Splints. *Journal of Applied Oral Science*, 17(5), 539-543.
- Tanaka, E., & Koolstra, J. H. (2008). Biomechanics of the temporomandibular joint. *J Dent Res*, 87(11), 989-991.
- Tecco, Caputi, S., & Festa, F. (2007). Electromyographic activity of masticatory, neck and trunk muscles of subjects with different skeletal facial morphology—a cross-sectional evaluation. *Journal of oral rehabilitation*, 34(7), 478-486.

- Thoumie, P., & Do, M. C. (1996). Changes in motor activity and biomechanics during balance recovery following cutaneous and muscular deafferentation. *Exp Brain Res*, 110(2), 289-297.
- Vivancos, A. L., Zambudio, A. C., Ramírez, F. C., Del Águila, A., Castrillón, F. J. O., & Pardo, P. J. M. (2014). OC14 Reliability and validity of a linear position transducer for strength assessment. *British Journal of Sports Medicine*, 48(Suppl 3), A5.2-A5.
- Walker, C. J., & MacLeod, S. P. (2017). Anatomy and Biomechanics of Condylar Fractures. *Atlas Oral Maxillofac Surg Clin North Am*, 25(1), 11-16.
- Williams, M. O., Chaconas, S. J., & Bader, P. (1983). The effect of mandibular position on appendage muscle strength. *J Prosthet Dent*, 49(4), 560-567.
- Yahia, L., Rhalmi, S., Newman, N., & Isler, M. (1992). Sensory innervation of human thoracolumbar fascia. An immunohistochemical study. *Acta Orthop Scand*, 63(2), 195-197.
- Yokoyama, Y. (1998). Involuntary teeth clenching during physical exercise. *J Jpn Prosthodont Soc*, 42(1), 90-101.
- Yunus, N. (2009). Occulusal Splints Therapy: A Review. *Indian Journal of Indian Education*, 2(1), 33-37.