



**INSTITUTO SUPERIOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
EGAS MONIZ**

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**A INFLUÊNCIA DE DISPOSITIVOS INTRA-ORAIS NA POSIÇÃO
POSTURAL ESTÁTICA EM ATLETAS DE GOLFE**

Trabalho submetido por

Luís Xavier Pires dos Santos

para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

outubro de 2016



**INSTITUTO SUPERIOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
EGAS MONIZ**

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**A INFLUÊNCIA DE DISPOSITIVOS INTRA-ORAIS NA POSIÇÃO
POSTURAL ESTÁTICA EM ATLETAS DE GOLFE**

Trabalho submetido por

Luís Xavier Pires dos Santos

para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por

Professora Doutora Catarina Godinho

e coorientado por

Professor Doutor Sérgio Félix

outubro de 2016

“Eu sei que não sou nada e que talvez nunca tenha tudo. Aparte isso, eu tenho em mim todos os sonhos do mundo”.

Fernando Pessoa

AGRADECIMENTO

À Professora Doutora Catarina Godinho, orientadora deste trabalho, pela ajuda prestada, com críticas e questões, sempre construtivas, em todo o momento da sua realização. As suas notas de orientação foram sempre a demonstração do seu empenho ao longo de todo o percurso;

Ao Professor Doutor Sérgio Félix, co-orientador deste trabalho, por toda a ajuda prestada e todo o conhecimento que me transmitiu durante este percurso;

Ao Professor Dr. André Mariz pela sua disponibilidade e preocupação enquanto decorria a realização deste trabalho;

Ao Professor Doutor Orlando Fernandes, que mesmo nos momentos menos propícios, sempre se mostrou disponível para ajudar com o seu enorme conhecimento;

À Cooperativa de ensino Egas Moniz, por proporcionado toda a logística na realização deste trabalho;

Ao Prof. Dr. Carlos Família por todo o auxílio e disponibilidade prestada relativamente à análise estatística e descritiva deste estudo;

À Faculdade de Motricidade Humana (FMH) pela plataforma disponibilizada e a todos os profissionais ligados ao Centro Nacional de Formação de Golfe do Jamor e à Federação Portuguesa de Golfe, especialmente ao Dr. José Pedro Almeida, Nuno Campino, Luís Macedo e Tiago Osório, por toda a disponibilidade, apoio e aconselhamento relativamente ao golfe;

À Ana Margarida, minha esposa, por todo o incentivo, compreensão, amor e carinho demonstrado, encheu os meus dias de alegria, sem nunca deixar de acreditar em mim;

Aos meus Pais, Manuel Santos e Hermínia Santos, à minha, muito querida, Avó Maria de Deus e aos meus sogros, João Mascarenhas e Ana Reis, por todo o apoio, carinho e dedicação tanto na minha vida pessoal como profissional;

Aos meus colegas e amigos Pedro Cebola e Vera Chéroux, por se mostrarem disponíveis sempre que precisei de ajuda e compreensão, em alguns momentos mais complicados, sem eles tudo tinha sido mais difícil.

RESUMO (PORTUGUÊS)

Introdução: A utilização de dispositivos intra-orais pode levar a correções posturais por intermédio da informação enviada pelo sistema estomatognático ao sistema nervoso central, o qual interpreta e envia aos grupos musculares da postura, uma resposta neuromuscular. Esta pode aportar benefícios para atletas de golfe, já que este desporto exige um elevado controlo postural e o seu rendimento dependente diretamente do correto alinhamento dos segmentos corporais e da sua relação dinâmica.

Objetivos: Analisar as alterações posturais induzidas em atletas de golfe, ao utilizar dispositivos intra-orais totalmente adaptados em Relação Cêntrica.

Materiais e Métodos: A amostragem foi constituída por atletas do Centro Nacional de Formação de Golfe do Jamor. Após lhe ter sido requerido a assinatura do consentimento informado, foi efetuado um questionário de caracterização global e realizado o exame clínico. O despiste de DTM dos atletas a incluir foi feito através da aplicação do DC/TMD. Os parâmetros posturais de cada atleta foram recolhidos com recurso a plataforma de pressão, em quatro momentos distintos: olhos abertos, olhos fechados, com e sem dispositivo intra-oral. As variáveis do centro de pressão (CP) analisadas foram: deslocação total do CP, ântero-posterior e medio-lateral, da área de oscilação assim como da velocidade e frequência de deslocação do mesmo nos diferentes planos, visando avaliar a influência da utilização dos dispositivos intra-orais em relação à posição postural estática.

Resultados: Foram incluídos 16 atletas, 14 homens e 2 mulheres com idade média de 25,75 anos. Foi possível observar as alterações posturais em virtude da utilização do dispositivo intra-oral, contudo sem relevância estatística, exceto quando os atletas se encontravam privados de feedback visual.

Conclusão: In our sample the use of intraoral devices seemed positively influence the posture, meeting the interconnection of the stomatognathic system with the balance control system.

Palavra-chave: ATM; Dispositivo intra-oral, Posturografia; DC/TMD; Golfe

RESUMO (INGLÊS)

Summary: The use of intraoral devices can lead to postural corrections through stomatognathic system information sent to the central nervous system, which interprets and sends to the muscle groups a neuromuscular response. This can bring benefits for golf athletes, because this sport requires a high postural control and its income dependent directly from the correct alignment of body segments and their dynamic relationship

Objectives: Analyze the postural changes with the use of intraoral devices, totally adapted, in relation Centric, in Golf athletes.

Materials and Methods: The sample was made up of athletes from the National Center of Jamor golf. After have been required the athletes sign for the informed consent, it was made a global characterization questionnaire and clinical examination. The screening of athletes with TMD was made through the DC / TMD. The posturographs parameters of each athlete were collected using a pressure platform in four different moments: eyes open, eyes closed, with and without intraoral device. The Centre of Pressure (CP) variables analyzed were: total displacement of CP, anteroposterior and medio-lateral oscillation area as well as the speed and frequency of movement of the same in the different plans, to evaluate the influence of the use of intraoral devices compared to static postural position.

Results: There was included in this study 16 athletes, 14 men and 2 women with a mean age of 25.75 years. It was possible to observe postural changes due to the use of intra-oral device, but without statistical significance, except when athletes were private of visual feedback.

Conclusions: The use of intraoral devices appear to positively influence the posture, although not statistically significant, proving the interconnection of the stomatognathic system with the muscular system of balance control, through the neuromuscular responses sent by the central nervous system.

Keywords: TMA; Intraoral device; Posturography; DC/TMD; Golf

ÍNDICE GERAL

INTRODUÇÃO	17
1. Sistema Mastigatório e Articulação Temporomandibular	17
1.1. Considerações anatómicas da Articulação Temporomandibular	17
1.2. Miologia da Articulação Temporomandibular	19
1.3. Biomecânica da ATM	20
2. O Sistema Estomatognático e a Postura Corporal	21
2.1. Teoria Neurofisiológica	23
2.2. Teoria Biomecânica	24
2.3. Relação entre o Sistema Estomatognático e a Postura	25
3. Postura e Equilíbrio	26
3.1. Definição	26
3.2. Equilíbrio Estático e Dinâmico	26
3.3. Controlo postural	27
3.4. Avaliação do equilíbrio	28
4. Dispositivos Intra-Orais	30
4.1. Tipos e Mecanismos de Ação	30
5. Golfe	34
5.1. Caracterização do Atleta de Golfe	34
5.2. Handicap	35
6. Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders	36
6.1. Definição	36
METODOLOGIA	39
1. Tipo de Estudo	39
1.1. Considerações científicas e éticas	39
1.2. Local de estudo	39
1.3. Caracterização do estudo	40
2. Amostra	40
2.1. Constituição	40
2.2. Critérios de inclusão/exclusão	40
2.3. Critérios de seleção da amostra	40

2.4. Observação	41
MATERIAIS E MÉTODOS	43
1. Calibração e treino do observador - Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders	43
2. Material utilizado no estudo	44
3. Confeção e aplicação do dispositivo intra-oral	45
3.1. Protocolo clínico de execução do dispositivo intra-oral	45
3.2. Protocolo clínico de aplicação do dispositivo intra-oral	46
4. Recolha de dados e análise da postura estática	47
5. Tratamento de dados e análise estatística	49
RESULTADOS	51
1. Caraterização da amostra	51
1.1. Caraterização de acordo com número	51
1.2. Caraterização de acordo com género	51
1.3. Caraterização de acordo com a idade	51
1.4. Caraterização de acordo com o handicap	52
1.5. Caracterização de acordo com as horas de treino e anos de atividade desportiva	52
2. Análise Descritiva dos Resultados	53
2.1. Apresentação dos resultados relativos ao Deslocamento da Oscilação Total do centro de pressão em função da utilização ou não do dispositivo intra-oral e da presença ou ausência de feedback visual	53
2.2. Apresentação dos resultados relativos ao Desvio Padrão da média da oscilação do centro e pressão na direção ântero-posterior em função da utilização ou não de dispositivo intra-oral e da presença ou ausência de feedback visual	54
2.3. Apresentação dos resultados relativos ao Desvio Padrão da média da oscilação do centro e pressão na direção médio-lateral em função da utilização ou não de dispositivo intra-oral e da presença ou ausência de feedback visual	55
2.4. Utilização Apresentação dos resultados Apresentação dos resultados relativos à raiz quadrada média da oscilação do centro e pressão na direção ântero-lateral em função da utilização ou não de dispositivo intra-oral e da presença ou ausência de feedback visual	56

2.5. Apresentação dos resultados relativos à raiz quadrada média do deslocamento do centro e pressão na direção médio-lateral em função da utilização ou não de dispositivo intra-oral e da presença ou ausência de feedback visual	58
2.6. Apresentação dos resultados relativos à área do deslocamento do centro e pressão em função da utilização ou não de dispositivo intra-oral e da presença ou ausência de feedback visual	59
2.7. Apresentação dos resultados relativos à velocidade média de oscilação do centro de pressão na direção ântero-posterior em função da utilização ou não de dispositivo intra-oral e da presença ou ausência de feedback visual	60
2.8. Apresentação dos resultados relativos à velocidade média de oscilação do centro de pressão na direção médio-lateral em função da utilização ou não de dispositivo intra-oral e da presença ou ausência de feedback visual	61
2.9. Apresentação dos resultados relativos à velocidade média de oscilação total do centro de pressão em função da utilização ou não de dispositivo intra-oral e da presença ou ausência de feedback visual	62
2.10. Apresentação dos resultados relativos à frequência média de oscilação do centro de pressão na direção ântero-posterior em função da utilização ou não de dispositivo intra-oral e da presença ou ausência de feedback visual	63
2.11. Apresentação dos resultados relativos à frequência média de oscilação do centro de pressão na direção médio-lateral em função da utilização ou não de dispositivo intra-oral e da presença ou ausência de feedback visual	65
3. Análise estatística dos resultados	66
DISCUSSÃO	75
CONCLUSÃO	83
BIBLIOGRAFIA	85
ANEXOS	95

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1: Estatocinesigrama	29
Figura 2: Centro Nacional de Formação de Golfe do Jamor (http://portal.fpg.pt/Jamor)	39
Figura 3: Balança utilizada para a calibração	43
Figura 4: Modelos de gesso de alguns dos atletas	45
Figura 5: Dispositivo intra-oral finalizado	46
Figura 6: Desgaste seletivos do dispositivo intra-oral.....	46
Figura 7: Análise da postura estática na Plataforma de Pressão.....	47
Figura 8: Print Screen da leitura de um dos atletas no software Footscan Balance 7.7 USB2	48
Figura 9: Valores mínimos, valores máximos, média, mediana, desvio padrão do Deslocamento da Oscilação Total (DOT) dos atletas sem dispositivo intra-oral - SG (azul) olhos abertos - OA e olhos fechados - OF em comparação com dispositivo intra- oral - CG (laranja) olhos abertos - OA e olhos fechados - OF.....	53
Figura 10: Valores mínimos, valores máximos, média, mediana e desvio padrão do desvio padrão da média da oscilação do centro de pressão na direção ântero-posterior (SDap), dos atletas sem dispositivo intra-oral - SG (azul) com os olhos abertos - OA e com os olhos fechados-OF em comparação com a utilização do dispositivo intra-oral - CG (laranja) com os olhos abertos - OA e os olhos fechados – OF.....	54
Figura 11: Valores mínimos, valores máximos, média, mediana, desvio padrão do desvio padrão da média da oscilação do centro de pressão na direção médio-lateral (SDml) dos atletas sem dispositivo intra-oral - SG (azul) com os olhos abertos - OA e os olhos fechados - OF em comparação com a utilização de dispositivo intra-oral - CG (laranja) com os olhos abertos - OA e os olhos fechados – OF.....	55
Figura 12: Valores mínimos, valores máximos, média, mediana, desvio padrão da raiz quadrada média da oscilação do centro de pressão na direção ântero-posterior (RMSap) dos atletas sem dispositivo intra-oral - SG (azul) com os olhos abertos - OA e com os olhos fechados - OF em comparação com a utilização de dispositivo intra-oral - CG (laranja) com os olhos abertos - OA e com os olhos fechados - OF.	56

Figura 13: Valores mínimos, valores máximos, média, mediana, desvio padrão da raiz média dos deslocamentos do centro de pressão na direção médio-lateral (RMSml) dos atletas sem dispositivo intra-oral - SG (azul) com os olhos abertos - OA e com os olhos fechados - OF em comparação com a utilização de dispositivo intra-oral - CG (laranja) com os olhos abertos - OA e fechados - OF.	58
Figura 14: Valores mínimos, valores máximos, média, mediana, desvio padrão da Área do deslocamento do centro de pressão dos atletas sem dispositivo intra-oral -SG (azul) com os olhos abertos - OA e fechados - OF em comparação com a utilização de dispositivo intra-oral - CG (laranja) com os olhos abertos - OA e fechados - OF.	59
Figura 15: Valores mínimos, valores máximos, média, mediana, desvio padrão da velocidade média da oscilação do centro de pressão na direção ântero-posterior (VMap) dos atletas sem dispositivo intra-oral -SG (azul) com os olhos abertos - OA e com os olhos fechados - OF em comparação com a utilização de dispositivo intra-oral - CG (laranja) com os olhos abertos - OA e fechados - OF.	60
Figura 16: Valores mínimos, valores máximos, média, mediana, desvio padrão da velocidade média da oscilação do centro de pressão na direção médio-lateral (VMml) dos atletas sem dispositivo intra-oral - SG (azul) com os olhos abertos - OA e com os olhos fechados- OF em comparação com a utilização de dispositivo intra-oral - CG (laranja) com os olhos abertos - OA e fechados - OF.	61
Figura 17: Valores mínimos, valores máximos, média, mediana, desvio padrão da velocidade média de oscilação total do centro de pressão (VMT) dos atletas sem dispositivo intra-oral -SG (azul) com os olhos abertos - OA e olhos fechados- OF em comparação a utilização de dispositivo intra-oral - CG (laranja) com os olhos abertos - OA e fechados - OF.	62
Figura 18: Valores mínimos, valores máximos, média, mediana, desvio padrão da frequência média de oscilação do centro de pressão na direção ântero-posterior (FMap) dos atletas sem dispositivo intra-oral -SG (azul) com os olhos abertos - OA e com os olhos fechados - OF em comparação com a utilização de dispositivo intra-oral - CG (laranja) com os olhos abertos - OA e os olhos fechados-OF.	63
Figura 19: Valores mínimos, valores máximos, média, mediana, desvio padrão da frequência média de oscilação do centro de pressão na direção médio-lateral (FMml) dos atletas sem dispositivo intra-oral - SG (azul) com os olhos abertos - OA e com os olhos fechados - OF em comparação com a utilização de dispositivo intra-oral - CG (laranja) com os olhos abertos - OA e fechados - OF.	65

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1: caracterização da amostra de acordo com o género	51
Gráfico 2: caracterização da amostra segundo o escalão etário	51
Gráfico 3: caracterização da amostra segundo o escalão etário	52
Gráfico 4: caracterização da amostra segundo a prática desportiva dos atletas	52
Gráfico 5: Desvio padrão na direção médio-lateral (SDml) dos atletas sem dispositivo intra-oral com os olhos fechados versus com dispositivo intra-oral e os olhos fechados (SG OF Vs. CG OF) em comparação com os atletas sem dispositivo intra-oral e os olhos abertos versus com dispositivo intra-oral olhos abertos (SG OA Vs. CG AO)....	67
Gráfico 6: Raiz quadrada da média da oscilação do centro de pressão no sentido médio-lateral (RMSml) dos atletas sem dispositivo intra-oral com os olhos fechados versus com dispositivo intra-oral e os olhos fechados (SG OF Vs. CG OF) em comparação com os atletas sem dispositivo intra-oral e os olhos abertos versus com (DIO) olhos abertos (SG OA Vs. CG AO).....	68
Gráfico 7: Área do deslocamento de centro de pressão dos atletas sem dispositivo intra-oral com os olhos fechados versus com dispositivo intra-oral e os olhos fechados (SG OF Vs. CG OF) em comparação com os atletas sem dispositivo intra-oral e os olhos abertos versus com dispositivo intra-oral olhos abertos (SG OA Vs.	69
Gráfico 8: Velocidade média do de oscilação do centro de pressão na direção ântero-posterior (VMap) dos atletas sem dispositivo intra-oral com os olhos fechados versus com dispositivo intra-oral e os olhos fechados (SG OF Vs. CG OF) em comparação com os atletas sem dispositivo intra-oral e os olhos abertos versus com dispositivo intra-oral olhos abertos (SG OA Vs. CG A).....	70
Gráfico 9: Velocidade média do de oscilação do centro de pressão na direção médio-lateral (VMml) dos atletas sem dispositivo intra-oral com os olhos fechados versus com dispositivo intra-oral e os olhos fechados (SG OF Vs. CG OF) em comparação com os atletas sem dispositivo intra-oral e os olhos abertos versus com dispositivo intra-oral olhos abertos (SG OA Vs. CG OA).....	71
Gráfico 10: Velocidade média de oscilação total do centro de pressão (VMT) dos atletas sem dispositivo intra-oral com os olhos fechados versus com dispositivo intra-oral e os olhos fechados (SG OF Vs. CG OF) em comparação com os atletas sem dispositivo	

intra-oral e os olhos abertos versus com dispositivo intra-oral olhos abertos (SG OA Vs. CG OA)	72
Gráfico 11: frequência média de oscilação do centro de pressão na direção médio-lateral (FMml) dos atletas sem dispositivo intra-oral com os olhos fechados versus com dispositivo intra-oral e os olhos fechados (SG OF Vs. CG OF) em comparação com os atletas sem dispositivo intra-oral e os olhos abertos versus com dispositivo intra-oral olhos abertos (SG OA Vs. CG AO).....	73

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1: Classificação das goteiras quanto à terapêutica.....	32
Tabela 2: Variáveis utilizadas para análise em ambiente Matlab.....	49
Tabela 3: Valores mínimos, valores máximos, mediana, média e desvio padrão do Deslocamento da Oscilação Total (DOT) em mm ² dos atletas sem dispositivo intra-oral - SG (azul) com os olhos fechados - OF e com os olhos abertos - OA e nos mesmos atletas com dispositivo intra-oral - CG (laranja) de olhos fechados - OF e com os olhos abertos - OA	54
Tabela 4: Valores mínimos, valores máximos, mediana, média e desvio padrão da média da oscilação do centro de pressão na direção ântero-posterior (SDap) dos atletas sem dispositivo intra-oral -SG (azul) com os olhos fechados - OF e com os olhos abertos - OA e nos mesmos atletas com dispositivo intra-oral - CG (laranja) com os olhos fechados - OF e com os olhos abertos - AO	55
Tabela 5: Valores mínimos, valores máximos, mediana, média e desvio padrão do desvio padrão da média da oscilação do centro de pressão na direção médio-lateral (SDml) dos atletas sem dispositivo intra-oral -SG (azul) com os olhos fechados - OF e os olhos abertos - OA e nos mesmos atletas com utilização de dispositivo intra-oral - CG (laranja) de olhos fechados - OF e de olhos abertos - OA	56
Tabela 6: Valores mínimos, valores máximos, mediana, média e desvio padrão da raiz quadrada média da oscilação do centro de pressão na direção ântero-posterior (RMSap) dos atletas sem dispositivo intra-oral - SG (azul) com os olhos fechados - OF e os olhos abertos - OA e nos mesmos atletas com utilização de dispositivo intra-oral - CG (laranja) de olhos fechados - OF e de olhos abertos - OA.....	57
Tabela 7: Valores mínimos, valores máximos, média, mediana, desvio padrão) da raiz média dos deslocamentos do centro de pressão na direção médio-lateral (RMSml) dos atletas sem dispositivo intra-oral - SG (azul) com os olhos abertos - OA e com os olhos fechados-OF em comparação com a utilização de dispositivo intra-oral - CG (laranja) com os olhos abertos - OA e fechados - OF.	59
Tabela 8: Valores mínimos, valores máximos, média, mediana, desvio padrão) da Área do deslocamento do centro de pressão dos atletas sem dispositivo intra-oral - SG (azul) com os olhos abertos - OA e com os olhos fechados - OF em comparação com a	

utilização de dispositivo intra-oral - CG (laranja) com os olhos abertos - OA e fechados - OF.....	60
Tabela 9: Valores mínimos, valores máximos, mediana, média e desvio padrão da velocidade média da oscilação do centro de pressão na direção ântero-posterior (VMap) dos atletas sem dispositivo intra-oral - SG (azul) com os olhos fechados - OF e os olhos abertos - OA e nos mesmos atletas com utilização de dispositivo intra-oral - CG (laranja) de olhos fechados - OF e de olhos abertos - AO.....	61
Tabela 10: Valores mínimos, valores máximos, média, mediana, desvio padrão) da velocidade média da oscilação do centro de pressão na direção médio-lateral (VMml) dos atletas sem dispositivo intra-oral - SG (azul) com os olhos abertos - OA e com os olhos fechados - OF em comparação com a utilização de dispositivo intra-oral - CG (laranja) com os olhos abertos - OA e fechados - OF.	62
Tabela 11: Valores mínimos, valores máximos, média, mediana, desvio padrão) da velocidade média de oscilação total do centro de pressão (VMT) dos atletas sem dispositivo intra-oral - SG (azul) com os olhos abertos - OA e com os olhos fechados - OF em comparação com a utilização de dispositivo intra-oral - CG (laranja) com os olhos abertos - OA e fechados - OF	63
Tabela 12: Valores mínimos, valores máximos, média, mediana, desvio padrão da frequência média de oscilação do centro de pressão na direção ântero-posterior (FMap) dos atletas sem dispositivo intra-oral - SG (azul) com os olhos abertos - OA e com os olhos fechados - OF em comparação com a utilização de dispositivo intra-oral - CG (laranja) com os olhos abertos - OA e fechados - OF	64
Tabela 13: Valores mínimos, valores máximos, média, mediana, desvio padrão da frequência média de oscilação do centro de pressão na direção médio-lateral (FMml) dos atletas sem dispositivo intra-oral - SG (azul) com os olhos abertos - OA e com os olhos fechados - OF em comparação com a utilização de dispositivo intra-oral - CG (laranja) com os olhos abertos - OA e fechados - OF	65

LISTA DE ABREVIATURAS

ATM - Articulação Temporomandibular

CG - Centro de Gravidade

CG - Com Dispositivo Intra-Oral

CM - Centro de Massa

CP - Centro de Pressão

DC/TMD - *Diagnostic Criteria For Temporomandibular Disorders*

DOT- Deslocamento da Oscilação Total

DTM - Disfunção Temporo-Mandibular

EGA – *European Golf Association*

F - Força

FG - Força de Gravidade

FMap - Frequência Média ântero-posterior

FMml - Frequência Média médio-lateral

HC - Handicap

M - Momentos de Força

MIC - Máxima Inter-Cuspidação

OA - Olhos Abertos

OF - Olhos Fechados

PF - Plataforma de Forças

RC - Relação Cêntrica

RDC/TMD - *Research Diagnostic Criteria For Temporomandibular Disorders*

RMSap - Raiz Quadrada da Média ântero-posterior

RMSml - Raiz Quadrada da Média médio-lateral

SDap - Desvio-Padrão ântero-posterior

SDml - Desvio-Padrão médio-lateral

SG - Sem Dispositivo Intra-Oral

SS - Sistema Estomatognático

V - Trigêmeo

VMap - Velocidade Média ântero-posterior

VMml - Velocidade Média médio-lateral

VMT - Velocidade Média total

INTRODUÇÃO

1. Sistema Mastigatório e Articulação Temporomandibular

O corpo humano é composto por vários sistemas, que resultam da interação de diferentes suportes anatómicos, um dos sistemas mais complexos é o Sistema Estomatognático (SS). Este é constituído por estruturas ósseas, como o osso temporal e a mandíbula (localizada no terço inferior da face), por músculos mastigatórios, ligamentos, dentes, entre outros (Zagalo *et al.*, 2010).

A Articulação Temporomandibular (ATM) estabelece uma relação entre duas estruturas ósseas: o temporal, situado na região lateral e inferior do crânio; e a mandíbula, localizada no terço inferior da face (Zagalo *et al.*, 2010). A ATM classifica-se como uma articulação bicôndilo menisco artrose conjugada, uma vez que existe interposição de um menisco entre dois côndilos e conjugada porque o seu funcionamento é bilateralmente sincronizado (Cuccia, Caradonna, Bruschetta, Vaccarino, & Milardi, 2014). Esta articulação e suas estruturas associadas têm um papel crucial na anatomia funcional da oclusão, permitindo a execução das tarefas diárias em que é requisitada, tais como a fonação, a mastigação e a deglutição (Murphy, MacBarb, Wong, & Athanasiou, 2013).

1.1. Considerações anatómicas da Articulação Temporomandibular

1.1.1. Estruturas ósseas

A ATM é constituída por duas superfícies ósseas, a fossa mandibular (depressão côncava na porção escamosa do osso temporal) e côndilo da mandíbula.

No osso temporal encontramos uma fossa, de forma côncava, dividida em porção posterior e porção anterior, esta conjuntamente com o côndilo articular (convexo) constituem a superfície articular do temporal. A porção posterior é não articular, e a individualização destas duas estruturas é feita pelas fissuras petro-timpânica e tímpano-escamosa (H. Rouvière, 2005).

O côndilo mandibular, expressa-se na porção superior do ramo ascendente da mandíbula, com uma forma ovoide e convexa, tornando-o anatomicamente vital para o

funcionamento da ATM (Zagalo *et al.*, 2010). Este encontra-se revestido por uma fina camada de fibrocartilagem de espessura não uniforme, por consequência do diferencial de pressão que é aplicado em toda a sua longitude, o que capacita o osso a suportar grandes cargas oclusais durante a mastigação (Nunes, Maciel, & Babinski, 2005).

1.1.2. Disco Articular

O disco articular apresenta-se como uma estrutura cartilaginosa de tecido conjuntivo fibroso, de elevado grau de flexibilidade, situado entre o declive posterior da eminência articular do osso temporal e a superfície ântero-superior do côndilo mandibular. Anatomicamente tem uma forma elíptica bicôncava, de maior espessura na periferia, tal característica confere-lhe uma grande adaptabilidade e estabilidade a quando do movimento funcional devido à incongruência das estruturas anatómicas que o interpodem (Esperança Pina, 1999; Rouvière, 2005; Zagalo *et al.*, 2010).

O ramo mandibular do V par craniano (nervo Trigémio) é responsável pela inervação do disco, estando a vascularização a cargo das artérias maxilar e temporal superficial, ambas circunscritas à zona posterior e periférica do disco, conhecida por zona retrodiscal (Esperança Pina, 1999; Zagalo *et al.*, 2010).

1.1.3. Cápsula Articular

A cápsula articular encontra-se inserida nas superfícies ósseas da ATM e no disco articular, fazendo a união destes durante o movimento (Esperança Pina, 1999; Zagalo *et al.*, 2010).

Anatomicamente está dividida em duas porções, uma interna e uma externa, sendo as inserções de cada uma, no disco articular, no colo da mandíbula e na raiz transversa da apófise zigomática (H. Rouvière, 2005; Zagalo *et al.*, 2010).

1.1.4. Meios de União

Para além da cápsula articular, a ATM apresenta outros meios de união, sendo esses, os ligamentos que para além de reforçarem a cápsula, também permitem os movimentos mandibulares (Zagalo *et al.*, 2010). Estes ligamentos apresentam-se divididos em ligamentos laterais externo, inserido no tubérculo zigomático anterior e

bordo lateral da fossa mandibular (superiormente) e termina na zona póstero-lateral do colo da mandíbula; interno, inserido na fissura petrotimpânica e na petro-escamosa (superiormente) e na face mesial do colo mandibular; e ligamentos acessórios, funcionando estes como um complemento ao sistema ligamentar da ATM (Esperança Pina, 1999; H. Rouvière, 2005; Zagalo *et al.*, 2010).

1.1.5. Líquido Sinovial e Membrana Sinovial

A revestir o interior da cápsula articular encontra-se a membrana sinovial. Esta apresenta um elevado teor de vascularização e aglomeração celular, responsáveis pela absorção e produção do líquido sinovial (Bont, Dijkgraaf, & Stegenga, 1997). Este líquido visa nutrir e lubrificar toda a articulação, permitindo um bom funcionamento da mesma, apresentando-se diminuído perante situações de força compressiva contínua e de grande calibre e aumentado em caso de inflamação (sinovite, por exemplo) (Esperança Pina, 1999; Zagalo *et al.*, 2010).

1.2. Miologia da Articulação Temporomandibular

Toda a articulação apresenta um sistema muscular associado, a um conjunto de músculos os quais contribuem para o seu funcionamento. Os músculos masséter, temporais, pterigóideo medial, pterigóideo lateral, supra-hióideos, auxiliares e os músculos subcutâneos/faciais representam a cadeia muscular da ATM (Esperança Pina, 1999; Zarb, Carlsson, Sessle, & Mohl, 2000; H. Rouvière, 2005).

1.2.1. Masséter

O músculo masséter desempenha a função de elevar a mandíbula e possui duas inserções, uma superior, situada no arco zigomático e uma inferior, localizada na face lateral do ângulo e ramo ascendente da mandíbula (Zagalo *et al.*, 2010).

1.2.2. Temporal

O músculo temporal é igualmente responsável pela elevação da mandíbula. Tem origem na fossa temporal e superfície lateral do crânio e insere-se no processo

coronóide e bordo anterior da mandíbula. Apresenta uma inserção superior ao nível da fossa e fáscia temporal. As fibras musculares partem para baixo e para a frente e terminam na apófise coronóide da mandíbula e no bordo anterior do ramo da mandíbula (Zagalo *et al.*, 2010).

1.2.3. Pterigóideo Medial

Este músculo é responsável pela elevação e protusão da mandíbula. Superiormente insere-se, na fossa pterigóide, na apófise piramidal do palatino e na tuberosidade da maxila e inferiormente na face medial do ângulo e ramo ascendente da mandíbula (Zagalo *te al.*, 2010).

1.2.4. Pterigóideo Lateral

O Pterigóideo Lateral é responsável por promover a protrusão mandibular e a abertura da boca. Este músculo apresenta dois feixes: a superior e a inferior, que parte da grande asa do esfenóide e vai fixar-se na cápsula e disco articular da ATM, e o inferior, que parte da apófise pterigóide e vai fixar-se no colo da mandíbula, respetivamente (Zagalo *et al.*, 2010).

1.2.5. Digástrico

É um músculo supra-hióideo e tem como função baixar a mandíbula e promover a elevação do osso hióide. Este músculo possui dois ventres: um posterior, que se insere na apófise mastoide do temporal e um anterior, que se insere na fosseta digástrica da mandíbula. Apresenta ainda um tendão central a unir os dois ventres que se insere no osso hióide (Zagalo *et al.*, 2010).

1.3. Biomecânica da ATM

As estruturas anatómicas descritas anteriormente estão desenhadas para suportarem de forma equilibrada as forças durante o movimento e conferirem estabilidade durante o repouso (Okeson, 2013).

De entre os movimentos fisiológicos, destaca-se a abertura mandibular, conseguida pelo aumento da contração muscular, pressionando o complexo cêndilo-disco sobre a fossa mandibular, traduzindo-se num aumento da pressão interarticular (Okeson, 2013). O início deste movimento ocorre por rotação do cêndilo até aos 20 mm de abertura. Ultrapassada esta distância inter-incisal, o cêndilo deixa de exercer um movimento de rotação sobre a fossa glenóide para iniciar um movimento de translação (Orthlib, Brocard, Jean & Armelle, 2002). Assim, durante a abertura, o cêndilo mandibular desliza anteriormente sobre a eminência articular, levando o disco a deslocar-se de trás para a frente para acompanhar o movimento, o que provoca uma extensão da porção posterior do disco na zona retrodiscal, gerando-se forças de retração discal (Orthlieb *et al.*, 2002; Okeson, 2013). Já em abertura máxima, as forças exercidas sobre o disco são máximas, sendo superiores às forças do tónus muscular, o que permite um deslocamento do disco para uma posição mais posterior (Okeson, 2013).

No encerramento, o cêndilo retoma a sua posição original, uma vez que o tónus muscular volta a ser superior à força de retração do disco promovendo o reposicionamento do disco numa posição anterior, entre a fossa mandibular e o cêndilo (Orthlieb *et al.*, 2002; Okeson, 2013).

2. O Sistema Estomatognático e a Postura Corporal

Uma das primeiras tentativas para avaliar controlo postural foi feita por Romberg em 1853. Ele instruiu o paciente a ficar de pé, ereto e com os pés juntos, com vista a avaliar as oscilações do corpo do interveniente com olhos abertos (presença de feedback sensorial) e fechados (sem feedback sensorial visual). Desde então, diversos métodos têm sido desenvolvidos e aperfeiçoados para avaliar e quantificar o desempenho do controlo postural.

Nos últimos anos, a investigação científica tem vindo a demonstrar que existe uma relação fisiopatológica e anátomo-funcional entre a postural e o Sistema Estomatognático (SS), e que certas alterações posturais poderiam estar associadas a determinadas alterações do SS, entre elas, alterações temporomandibulares, distúrbios nos grupos musculares do SS, fase da dentição em que o indivíduo se encontra bem como a posição da mandíbula (; Ferrario, Sforza, Schmitz, & Taroni, 1996; Cuccia & Caradonna, 2009; Perinetti, Contardo, Biasati, Perdoni, & Castaldo, 2010; Baldini, Nota, Tripodi, & Longoni, 2013). No entanto, esta relação causa-efeito, ainda é

geradora de controvérsia (Arent, Mckenna, & Golem, 2010; Perinetti et al., 2010; Bascarán, 2013).

Vários estudos destacam a importância da oclusão no controle da postura, dado que a da propriocepção mandibular, assistida pelo V par craniano, é fornecida pelos músculos mastigatórios e pelo ligamento periodontal (Gangloff, Louis, & Perrin, 2000; Cuccia & Caradonna, 2009; Tardieu et al., 2009; Kibana, Ishijima, & Hirai, 2002).

Angellozzi *et al.* (2008) relatam que as partes do corpo humano (cabeça, tronco, membros superiores, membros inferiores) estão alinhadas num só plano, conferindo uma posição postural correta. Referem ainda que as compensações musculares que se dão em resultado de desvios a este alinhamento (região mais posterior da cabeça, com as omoplatas, nádegas e calcanhares), podem interferir com a postura corporal.

Sabe-se que numa posição postural correta existe o envolvimento de vários subsistemas do corpo humano, são eles: ATM, aparelho vestibulo-coclear, sistema visual, sistema articular esterno-escápula-umeral, coluna vertebral, sistema pélvico e sistema articular tornozelo-pé. Qualquer desequilíbrio num destes subsistemas, terá repercussão em todos os outros (Angellozzi et al., 2008).

As estruturas como a ATM, as estruturas ósseas (maxila e mandíbula), as arcadas dentárias, os músculos mastigatórios e os tecidos moles (estruturas vasculares, nervosas e glândulas salivares) encontram-se inseridos no SS enquanto unidade funcional (Cuccia & Caradonna, 2009). Todo este aglomerado juntamente com os músculos perihióideos permitem a execução de funções básicas do SS como a respiração, a deglutição e a fonação. Qualquer interferência numa das partes deste aglomerado desencadeará anomalias nessas funções (Gasq, Busquet, Montoya, Gaujac, & Dupui, 2010).

Na respiração oral, é possível observar o avanço da cabeça de forma a auxiliar a entrada de ar. No entanto, este avanço irá ser responsável pela colocação da língua numa posição mais inferior e por um aumento da compressão maxilar, indo promover uma alteração da postura (Lima, Baraúna, Sologurem, Canto, & Gastaldi, 2004).

Segundo Gasq *et al.* (2010) em média é possível identificar em 75% das pessoas uma deglutição anómala cujas alterações posturais presentes podem ser motivadas por uma deglutição disfuncional concomitantemente com uma deficiente posição da língua. Após muitos anos de estudo sobre diversas teorias, estes autores, referem que os mecanismos que articulam a postura com a cavidade oral, das quais prevalecem as hipóteses ou teorias biomecânicas e neurofisiológicas são bastante complexos.

2.1. Teoria Neurofisiológica

Nas conexões contidas no autodomínio dos movimentos da cabeça, dos olhos, e da regulação do tónus postural estão envolvidos os nervos cervicais superiores, nervos motores lombares, formação reticular do tronco cerebral, núcleos vestibulares, cerebelo, pares cranianos III, IV, V com o reflexo trigémeo-oculomotor, e pares cranianos X, XI, XII (Bascarán, 2013).

Gangloff e Perrin (2002) testaram por intermédio de medições posturais estáticas, a intervenção dos ramos trigeminais na estabilidade postural, antes e depois de um bloqueio anestésico troncular do nervo mandibular, tendo encontrado que depois do efeito do anestésico o controlo postural diminuía. Já em 2009 Cuccia e Caradonna verificaram que a injeção no nervo trigémeo de uma anestesia unilateral pode promover uma alteração do peso corporal para o membro contralateral, fazendo com que uma menor percentagem do peso corporal fosse suportada pelo membro inferior homolateral.

O sistema anatómico e funcional está interligado pela cabeça e tronco sendo estes mediados pela região cervical mais posterior (Michelotti, Buonocore, Manzo, Pellegrino, & Farella, 2011). Concomitantemente com a informação sensorial oriunda da região cervical da coluna vertebral, as fibras nervosas aferentes periodontais, da ATM e dos músculos mastigadores confluem para o núcleo do nervo trigémeo, havendo ramos trigeminais que descem em direção às vértebras C5, C6, C7 e aos núcleos vestibulares. (Michelotti et al., 2011).

A sensibilidade do SS a diversos estímulos: descendentes (ansiedade, stress, entre outros) e ascendentes (inputs proprioceativos da coluna, pernas e pés), está a cargo do núcleo sensorial mesencefálico do V par craniano, que conduz axónios até ao Sistema Nervoso Central através da região dorsal do núcleo trigeminal espinhal até à porção caudal do colículo superior. Este último é um complexo de retransmissão do mesencéfalo, o qual hospeda as fibras aferentes somestésicas, proprioceativas e visuais, intervenientes no domínio motor, da marcha e da postura (Cuccia & Caradonna, 2009). As vias nervosas interligam com o cerebelo, e com os núcleos vestibulares, superior, medial e lateral, prosseguindo para os neurónios eferentes extraoculares e com os neurónios motores da coluna. Por sua vez, os neurónios extraoculares encontram-se sincronicamente com os neurónios aferentes primários dos ligamentos periodontais, polpa dos dentes e músculos mastigatórios (Cuccia & Caradonna, 2009).

Devido a uma conexão íntima dos núcleos oculomotores, dos núcleos vestibulares e do cerebelo com o núcleo *prepositus*, este último torna-se responsável pelo movimento e localização dos olhos (Cuccia & Caradonna, 2009).

É do consenso de vários autores que os componentes do sistema do V par craniano têm um papel crucial na coordenação da postura e da visão. Variações no impulso deste nervo são passíveis de se traduzir em instabilidade dos sistemas vestibulares e oculomotor. Assim, é possível que a informação dos sistemas vestibular e oculomotor seja conferida copulativamente com a informação sensorial vinda dos recetores do SS (Cuccia & Caradonna, 2009; Gangloff & Perrin, 2002).

Revisões mais recentes da literatura, enunciam que a fusão dos aferentes trigeminais e oclusais podem ser fulcrais para a subsistência do controlo postural do corpo humano (Michelotti et al., 2011).

2.2. Teoria Biomecânica

Estudos recentes, permitiram clarificar a biomecânica das cadeias músculo-fasciais no complexo tónico postural e SS (Basarán, 2013), e aferiram que um estímulo incidido no SS, seria capaz de produzir um comportamento em cadeia de contração-relaxamento desde os grupos musculares abrangidos por esse estímulo até aos restantes grupos musculares do corpo, devido a uma reação em cadeia (Esposito & Meersseman, 1988; Basarán, 2013).

Anatomicamente é possível diferenciar 3 estruturas fasciais: a superficial, a visceral e a profunda. Esta última alberga nervos, vasos sanguíneos, músculos e estruturas ósseas. A presença de miofibroblastos na sua constituição, reflete o seu papel reativo perante um stress mecânico (mecanoreceptores, nociceptores, proprioceptores, termoreceptores e quimiorreceptores), (Cuccia & Caradonna, 2009).

A complexidade relacional entre as estruturas acima referenciadas, foi comprovada em 2009 por Cuccia e Caradonna, quando analisaram a posição da cabeça em pacientes com e sem lesão do ligamento lesado da articulação do joelho esquerdo, através da observação de telerradiografias laterais do crânio. A íntima relação das estruturas revelou que os pacientes com a lesão articular apresentam maior extensão da cabeça. Uma análise electromiográfica permitiu detetar alterações no esternocleidomastóideo, masséter, temporal anterior, trapézio superior e inferior nos

pacientes com lesão (Tecco, Colucci, Caraffa, Salini, & Festa, 2007; Cuccia & Caradonna, 2009).

Já Sakaguchi *et al.* (2007), sugeriram que mudanças nas funções musculares decorrentes de uma maloclusão poderiam desencadear estalidos na articulação, limitação da abertura da boca, dor articular, como ainda uma multiplicidade de distúrbios que teriam capacidade de se manifestar noutros locais do corpo, notadamente na zona do calcâneo.

2.3. Relação entre o Sistema Estomatognático e a Postura

Uma revisão da literatura mostrou que 216 artigos publicados relatam existir uma relação entre aparelho mastigatório e a postura da cabeça; 53 constataram a interligação entre a cavidade oral e a posição pélvica; 171 sustentam que a postura influencia a oclusão; e 131 relatam a interferência da oclusão na postura (Amat, 2009). Alguns autores encontraram mesmo uma analogia entre a posição crânio-cervical e a classificação de *Angle*, onde indivíduos com sobremordida excessiva exibiam hiperlordose cervical; indivíduos com classe II apresentam hiperextensão atlanto-occipital; pessoas com retrognatia e classe III tinham um aumento da flexão cervical (D'Attilio, Caputi, Epifania, Festa, & Tecco, 2005; Bascarán, 2013); e retroversão pélvica e curvatura sagital vertebral em indivíduos com descolamento articular com redução da ATM (Saito, Akashi, & Sacco, 2009; Bascarán, 2013).

Visando avaliar a repercussão da posição mandibular na posição postural em 2004, Bracco e seus colaboradores avaliaram 3 posições mandibulares (posição de RC, posição de repouso e posição miocêntrica) numa amostra de 95 indivíduos. Verificaram que a posição miocêntrica induziu uma menor oscilação corporal e melhor distribuição do peso corporal (Bracco, Deregibus, & Piscetta, 2004). Mais tarde em outras investigações foi constatado que alterações na posição mandibular tinham a capacidade de modificar a marcha e o centro de pressão (CP) (Bascarán, 2013).

Com base nos estudos divulgados, é possível afirmar que a postura corporal pode ser afetada nos planos sagital e frontal, ocorrendo modificações na distribuição da pressão plantar em consequência de maloclusões (Michelotti *et al.*, 2011).

3. Postura e Equilíbrio

3.1. Definição

A postura do ser humano, é definida pela posição do corpo e as relações espaciais dos seus segmentos anatómicos, posição essa que visa a manutenção do equilíbrio, tanto numa situação estática (função antigravidade dos músculos), como dinâmica (adaptação às tarefas do quotidiano) (Baldini et al., 2013). Em terminologia física, a postura define-se pela orientação dos segmentos corporais em relação ao vetor gravitacional (Winter, 1995; Chaudhry, Bukiet, Ji, & Findley, 2011). Como orientação destes segmentos têm como objetivo manter o equilíbrio, estes segmentos sofrem constantes mudanças no desempenhar das atividades diárias do indivíduo como andar, correr, estar de pé, apanhar um objeto (Duarte & Freitas, 2010).

Define-se por equilíbrio, o mecanismo que visa a manutenção da orientação vertical centro de massa (CM) ou Centro de Gravidade (CG) do corpo, (unidades vetoriais diferentes, mas que na posição estática do corpo humano, têm a mesma localização), sobre a base de suporte (polígono definido pela face lateral externa do pé), segundo a informação transmitida pelas estruturas somatossensoriais, visual e vestibulo coclear aos grupos musculares (Hrysonmallis, 2011). Tabrizi, Abbasi, e Sarvestani (2013) complementam a informação alegando que o equilíbrio é conseguido com o máximo de estabilidade possível e mínimo de oscilação.

3.2. Equilíbrio Estático e Dinâmico

Por equilíbrio estático entende-se a aptidão em manter a base de suporte corporal com mínimo de movimento possível. Já a habilidade de manter ou recuperar o equilíbrio numa superfície instável, define o equilíbrio dinâmico (Hrysonmallis, 2011). Isto reflete a procura constante de estabilidade corporal, quer numa posição estática, quer dinâmica (Chaudhry *et al.*, 2011). Em 2010, Duarte e Freitas descrevem o papel crucial de uma postura correta (estática e/ou dinâmica) para o correto desempenho das atividades diárias.

3.3. Controlo postural

A manutenção do equilíbrio é feita às custas do sistema de controlo postural. Este controlo implica o envolvimento dos sistemas sensorial (aférente), do sistema nervoso central e da função motora (eferente). O sistema nervoso sensorial (aférente) encontra-se responsável por recolher informações da posição dos segmentos corporais entre si e entre o meio envolvente. O sistema nervoso central interpreta a informação proveniente do sistema aferente em função do objetivo da ação e envia a resposta neuromuscular ao sistema motor (eferente), refletindo-se numa ação coordenada e harmoniosa dos músculos, indispensáveis à manutenção da projeção vertical do CG e/ou CM.

O controlo postural do equilíbrio dinâmico é conseguido enquanto a projeção do CG/CM do corpo se mantiver dentro da base de suporte. O quanto dessa área o indivíduo consegue usar é determinado pelos seus limites de estabilidade (Duarte & Freitas, 2010). O controlo postural do equilíbrio estático é feito à custa da rigidez passiva das estruturas músculo-tendinosas que por intermédio das suas propriedades elásticas contrariam a força da gravidade (força que de forma isolada provocaria queda do corpo para a frente). Fisicamente o momento de força das estruturas músculo-tendinosas representa 65 a 50% do momento de força gravitacional (Morasso, Bottaro, Casadio, & Sanguineti, 2005). Pode assim aferir-se, que a força responsável por manter o indivíduo de pé, é maioritariamente passiva (reativa).

Na temática da ciência física, um corpo está em equilíbrio mecânico quando a soma de todas as forças (F) e momentos de força (M) aplicadas sobre esse corpo, é igual a zero. Sabe-se que o corpo humano é um alvo sujeito a diversas forças, tanto internas como externas. De entre as forças internas a que está sujeito, destacam-se as fisiológicas (batimentos cardíacos, respiração, entre outros) e as musculares decorrentes da conservação de posição, quer estática quer dinâmica. Como forças externas mais comuns surgem a gravidade, as forças de reação do solo (que a postura ereta exerce sobre os pés) e as forças ambientais decorrentes da situação em que o indivíduo está inserido. Cada uma destas forças, sempre que se propaga para o meio ambiente, induz a contínua aceleração em todas as direções, do corpo humano em torno do seu CG. Isto comprova que o corpo nunca está num estado de equilíbrio mecânico puro (Maurer & Peterka, 2005).

3.4. Avaliação do equilíbrio

O equilíbrio estático deve ser avaliado analisando as oscilações corporais durante uma posição quase estática (Duarte & Freitas, 2010; Plowman & Smith, 2014). Os testes mais frequentemente utilizados para avaliação são: o *single limb balance test*, e o *flamingo balance test*. O primeiro consiste em permanecer, com um só apoio, numa plataforma estável com os olhos fechados; o segundo avalia a habilidade do sujeito em permanecer durante um minuto, numa plataforma estável, igualmente com apoio unipodal (Plowman & Smith, 2014).

A avaliação do equilíbrio dinâmico pode ser aferida pelos mesmos métodos utilizados para o equilíbrio estático, desde que realizados sobre uma superfície instável (exemplo: almofada, colchão ou plataforma oscilante).

A comunidade científica ainda não é consensual quanto à seleção do método mais adequado e de quais os parâmetros mais relevantes para esta análise (Plowman & Smith, 2014).

3.4.1. Posturografia

A posturografia é o termo que abrange todas as técnicas utilizadas para quantificar as oscilações da postura ereta, quer ela seja estática (quando o indivíduo permanece imóvel), quer seja dinâmica (quando o indivíduo é sujeito a uma perturbação). A medida mais comumente utilizada é o comportamento do centro de pressão (CP) (Duarte & Freitas, 2010). Este define-se como o ponto de aplicação da resultante das forças verticais reativas sobre a superfície de suporte, reproduzindo a média ponderada das pressões, decorrentes do peso e das forças internas (Gosselin & Fagan, 2015; Hrysomallis, 2011; Duarte & Freitas, 2010; Duarte & Zatsiorsky, 2002). O CP apresenta um comportamento oscilatório em função do tempo, como consequência da ação das forças com o propósito de manter o CG dentro da base de suporte (Chaudhry *et al.*, 2011; Prieto, Myklebust, Hoffmann, Lovett, & Myklebust, 1996). Internamente, as variações do CP são decorrentes de alterações da postura por ações neuromusculares, desencadeadas por oscilações do centro gravitacional (CG). A posição do CG é descrita pela posição global do corpo, enquanto que a posição do CP é dada pelos elementos dinâmicos devido à aceleração do corpo (Duarte & Zatsiorsky, 2002), portanto a discrepância entre CG e CP é tanto menor quanto mais pequena for a amplitude de oscilação.

É possível analisar o CP em dois planos: ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML), assim como em duas plataformas diferentes: de força ou de pressão (Hrysomallis, 2011).

3.4.1.1. Plataforma de Pressão Plantar

A plataforma de pressão é uma das tecnologias mais vulgarizadas na medição do equilíbrio, quer na vertente médica, quer na vertente científica, pois permite avaliar as oscilações posturais do indivíduo, por análise do comportamento do CP. Associada à plataforma, existe o *software* que permite a leitura dos dados recolhidos, através de ligação USB a um computador. A plataforma *RSscan* fisicamente, apresenta-se como uma placa fina de 12mm de espessura, com largura e comprimento variável. A sua superfície encontra-se preenchida por 4096 sensores, distribuídos por matrizes de 64x64 para o modelo de 0.5m, 8192 sensores (128x128) para o modelo de 1m e 12288 (192x192) para o modelo de 1.5m. Esses sensores têm uma sensibilidade capaz de detetar variações de oscilação compreendidas entre 1 e 127N/cm², recolhidas a uma frequência de 300Hz ou 200Hz, dependendo do modelo (Características da *RSscan* international, 2016). A transferência destas informações para o *software*, permite criar um “*hight speed film*” da distribuição da pressão plantar do indivíduo na plataforma, a uma taxa mínima de 10 frames/segundo até um máximo de 300frames/segundo. Este código gerado, pode ser exportado e tratado estatisticamente, permitindo a reprodução gráfica do comportamento do CP do indivíduo nos sentidos AP e ML descritos na base

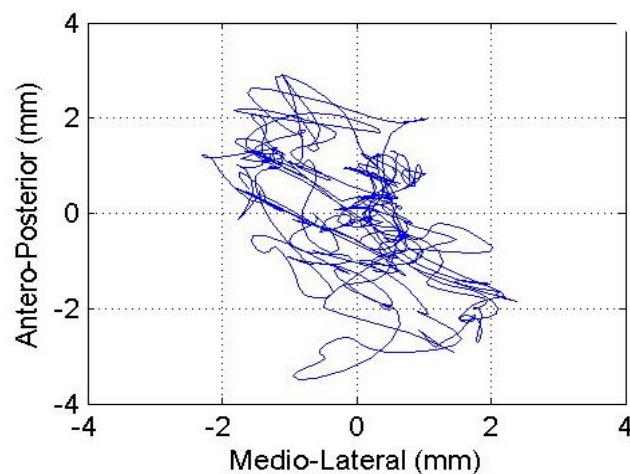


Figura 1: Estatocinesigrama

de contato (Estatocinesigrama) e a análise da amplitude de oscilação temporal do CP (Estabilograma). Secundariamente, parâmetros posturais como a distância e área totais percorridas pelo CP, deslocação máxima e velocidade do CP podem ser extraídos destes gráficos (D. Winter, 1955; Duarte *et al.*, 2010; Chaudhry *et al.*, 2011; Plowman & Smith, 2014).

A distribuição da pressão plantar do indivíduo também pode ser avaliada analisando e comparando a distribuição plantar de ambos os pés, podendo dividir-se cada pé/apoio em várias zonas de interesse, a fim de se observar a distribuição da pressão numa determinada área específica do pé (ante pé e retro pé, por exemplo). Isto vai permitir avaliar as alterações de equilíbrio que se encontram relacionadas com a alteração das pressões plantares (Fernandes, Dantas, & Júnior, 2011).

Como já foi referido anteriormente, o equilíbrio postural é a informação transmitida pelas estruturas somatossensorial, visual e vestibulo-coclear aos grupos musculares, sendo este conseguido com o máximo de estabilidade possível e mínimo de oscilação. (Hrysomallis, 2011; Tabrizi, Abbasi, & Sarvestani, 2013), como resposta, os músculos desencadeiam pequenos ajustes sinérgicos em momentos precisos responsáveis pelas pequenas oscilações que ocorrem durante a postura de pé “imóvel” (Enoka, 2008). A pressão plantar é então consequentemente controlada por este complexo músculo-esquelético aquando do contacto dos pés com o solo. Assim, uma alteração da distribuição da pressão plantar pode levar a alterações no equilíbrio do sujeito (Fernandes *et al.*, 2011).

4. Dispositivos Intra-Orais

4.1. Tipos e Mecanismos de Ação

A utilização de dispositivos intra-orais no desporto foi impulsionada e documentada por Krause, um médico dentista londrino, nos anos 80, na modalidade do Boxe. Krause ajustou tiras duma resina borrachóide aos dentes dos atletas antes dos seus combates. Estes dispositivos possuíram uma amplificação em termos de utilização devido à tentativa de várias afiliações em reduzir o número elevado de lesões dentárias ocorridas durante a atividade desportiva (Garner, Dudgeon & McDivitt, 2011).

Os dispositivos intra-orais apresentam competências com grande relevância clínica, tais como, a promoção de uma relação oclusal correta, induzindo uma posição articular confortável e favorável da ATM do indivíduo; sugerem ainda uma atividade neuromuscular normal e não patológica. Quanto à sua função sobre as estruturas dentárias, os dispositivos intra-orais proporcionam proteção contra forças de grande calibre que possam culminar no desgaste dentário e/ou colapso (por exemplo, bruxismo ou apertamento dentário) (Nishimori et al., 2014; Strini, Sousa, Bernardino Júnio, Strini, & Neto, 2009). A sua utilização apresenta vantagens, tais como: através da absorção da ação traumática podem prevenir fraturas ósseas de ambos os maxilares, prevenção de deslocamentos dos côndilos mandibulares provocados por uma ação traumática e ainda redução da severidade das lesões da cabeça e pescoço (Sala & Garcia, 2013).

Os dispositivos intra-orais ou goteiras, caracterizam-se por serem dispositivos removíveis de acrílico de consistência dura ou mole, sendo a primeira a mais confeccionada. Este aparelho poderá ser confeccionado tanto para a arcada superior como para a inferior (Nishimori et al., 2014). Quando corretamente confeccionado deve apresentar boa retenção, resiliente e resistente para suportar as ações traumáticas, conferir proteção aos dentes e aos tecidos periodontais, ser de fácil inserção e desinserção, revestir todos os dentes da arcada, ser composto por um material que não apresente cheiro, sabor ou toxicidade (Sala & Garcia, 2013).

Quanto aos tipos, podem diferenciar-se em: goteira miorrelaxante/estabilizadora, goteira de posicionamento anterior, goteira de plano de mordida anterior, goteira de plano mordida posterior e goteira pivotante (Okeson, 2013), sendo a goteira estabilizadora a mais preconizada em doentes com DTM (Zonnenberg & Mulder, 2014).

Assim, cada dispositivo apresenta mecanismos, características e indicações diferentes, como se apresenta descrito na tabela 1.

Tabela 1: Classificação das goteiras quanto à terapêutica

TIPO	DESCRIÇÃO	OBJETIVOS DE TRATAMENTO	INDICAÇÕES
Estabilizadora/ miorrelaxante	Utilizada na mandíbula, confere uma relação oclusal ideal. Os côndilos apresentam-se numa posição músculo-esquelética estável	Eliminação de instabilidade(s) ortopédica(s) entre a oclusão dos dentes e posição articular	- Desordens musculares com algia - Diminuição de atividade parafuncional - Retrodiscite secundária a trauma
Posicionamento anterior	Utilizada na maxila confere à mandíbula uma posição mais anterior do que em MIC, levando assim ao posicionamento anterior do côndilo e à melhoria da sua relação com o disco	Alteração temporária da posição mandibular e condilar para melhorar a adaptação dos tecidos retrodiscais	- Mal posicionamento e deslocamento do disco com redução - Presença de sons articulares - Desordens inflamatórias
Plano de mordida anterior	Utilizada na maxila onde só existe o contacto com os dentes ântero-inferiores	Desocclusão dos dentes posteriores, eliminando a sua influência sobre o SS	- Desordens musculares devido a instabilidade ortopédica - Alteração na relação oclusal - Atividade parafuncional
Plano de mordida posterior	Utilizada na mandíbula onde só existe o contacto com os dentes póstero-superiores	Alteração da dimensão vertical e da posição da mandíbula	- Perda severa de dimensão vertical - Alteração da posição mandibular - Desordens dicais
Pivotante	Pode ser confeccionada para um dos arcos e fornece unicamente um contacto posterior em cada quadrante	O contacto posterior promove a oclusão dos anteriores ao mesmo tempo que gira os côndilos para baixo, promovendo o alívio tecidual	- Redução da pressão interarticular - Mal posicionamento ou deslocamento do disco - Osteoartrite

As goteiras ao promoverem a diminuição dos sintomas, podem constituir um meio de diagnóstico, pois torna-se possível identificar a relação “causa-efeito”.

A sua eficácia ronda os de 70-90% dos casos. Todavia, o sucesso da goteira encontra-se dependente não só da seleção, confecção e ajuste da mesma, mas acima de tudo da cooperação eficaz do indivíduo (Okeson, 2013; Nishimori *et al.*, 2014).

Como referido anteriormente, a goteira que é mais prescrita é a goteira de estabilização, que tem como principal função conferir uma relação oclusal ideal, a fim de se estabelecer uma posição músculo-esquelética estável a nível condilar, que se repercute numa diminuição da pressão sobre a ATM. Com estas funções, esta goteira permite uma melhoria do estado funcional na generalidade do SS (Casares, Thomas, Carmona, Acero, & Vila, 2014).

Tanto a estabilização como a confecção deste aparelho implica uma manipulação mandibular de modo a se encontrar uma posição de Relação Cêntrica (RC), pois é esta a posição de referência nos casos de tratamento de DTM (Zonnenberg & Mulder, 2014). Okeson em 2013, descreve a posição de relação cêntrica como uma posição músculo-esquelética estável, conseguida quando o côndilo mandibular se coloca numa posição livre de interferências, em suma, é a relação entre a maxila e mandíbula quando o côndilo mandibular se encontra na posição mais superior em relação à eminência articular com o disco devidamente interposto. Nesta posição, ocorre o alinhamento apropriado do complexo côndilo-menisco, havendo uma maior resistência às forças isométricas musculares máximas sem sinais de desconforto (Okeson, 2013).

Para além do descrito anteriormente, é de extrema importância salientar que o fato da goteira de estabilização ser equilibrada em RC irá permitir que existam contatos múltiplos bilaterais entre ambas as arcadas, levando então à redução da atividade muscular nociva e obtém-se um balanço neuromuscular positivo (Michelotti, Iodice, Vollaro, Steenks, & Farella, 2012; Romero-Reyes & Uyanik, 2014; Katyayan, Katyayan, Shah & Patel, 2013)

4.2. Performance desportiva

Foi a partir dos anos 70 que a utilização dos dispositivos intra-orais adquiriu uma nova vertente de utilização, deixando de ser vistos apenas como protetores de lesões traumáticas e dando-se início a uma nova vertente de investigação que visaria estudar

qual a influência dos mesmos na performance atlética (Garner, Dudgeon & McDivitt, 2011).

Em 1977, Gelb e seus colaboradores sugeriram denominar "*Mandibular Orthopedic Repositioning Appliance (MORA)*" ao dispositivo ortopédico inter-oclusal, ao terem verificado um aumento da performance atlética em indivíduos que utilizaram o dispositivo (D'Erme, Basile, Rampello, & Di Paolo, 2012).

Num outro estudo conduzido em atletas profissionais de futebol americano, foi utilizado um dispositivo intra-oral de forma a estudar a otimização da força muscular, verificou-se que a utilização do dispositivo aumentava significativamente a força isométrica do *press* do músculo deltóide, como consequência do correto alinhamento da ATM (Smith et. al.,1978; Garner, Dudgeon & McDivitt, 2011).

Já em 2014, houve um estudo que constatou um aumento da força muscular nos membros superiores em indivíduos que utilizaram o dispositivo intra-oral. Esse aumento foi explicado pela estreita relação entre o controlo da atividade motora dos músculos mastigatórios e os músculos da mão e do antebraço, uma vez que a atividade cortical cerebral tanto do movimento da boca como do movimento da mão estarem ambas localizadas no sulco temporal superior (Lee et al., 2014).

5. Golfe

5.1. Caracterização do Atleta de Golfe

O Golfe é um desporto que não impõe requisitos físicos nem etários aos atletas, apresenta uma popularidade ascendente a nível mundial e consagra-se como uma alternativa saudável à atividade física comum (Marta, Silva, Castro, Pezarat-Correia, & Cabri, 2012). Pela primeira vez desde 1904, o Golfe esteve presente nos Jogos Olímpicos de Verão de 2016. Esta inclusão vem frisar a referida ascensão e globalização deste desporto. Estima-se que existam entre 55 a 80 milhões de praticantes de Golfe a nível mundial provenientes de 136 países. Destes praticantes, os mais assíduos jogam com uma frequência superior a uma vez por semana. No entanto, apenas uma pequena percentagem é golfista profissional (Evans & Tuttle, 2015). Uma vez que o Golfe é um desporto com uma componente maioritariamente aeróbica de baixo impacto físico, a idade média do jogador de Golfe tende a ser mais avançada. Outro fator que influencia esta tendência é o facto de a população com uma idade mais

avançada possuir mais tempo livre do que a população mais jovem. Devido à falta de programas ou à prática de exercício físico mal estruturados, há um certo risco de lesões no Golfe. Contudo, ainda estão pouco estudadas as motivações e características peculiares dos praticantes de Golfe (Marta *et al.*, 2012).

5.2. Handicap

Segundo a *European Golf Association* (EGA), um sistema de handicap (HC) tem o intuito de proporcionar aos golfistas, de ambos os sexos e com grau de habilidade díspar, a oportunidade de participarem em diversas configurações de competição duma maneira justa e imparcial. A maneira de avaliar a habilidade de jogo por parte do golfista ao longo do espaço temporal é estabelecido e mantido pela totalidade de sistemas de handicap, sendo expressa através do número de pancadas que o golfista executa para ajustar o resultado “gross” individual.

Para determinar o HC da EGA é necessário efetuar a análise da performance comparativamente a um valor *standard* (“*Course Rating*” da USGA). Ao longo do tempo os resultados das voltas do jogador são entregues e serão posteriormente utilizados para ajustar o handicap. Estes resultados têm uma distribuição dispersa numa área distribuída à volta da média sem exceções, até nos jogadores com handicap atribuído corretamente. Genericamente, quanto mais alto é o HC maior é a diferença entre os melhores e piores resultados e mais dispersa é a distribuição à volta da média dos resultados. Geralmente, à medida que os handicaps diminuem, diminui o resultado “gross” mediano, tal como a dispersão em relação à média.

A quantidade numérica de resultados expostos para ajuste de HC é a maior dificuldade apresentada para a manutenção de handicaps que retratem a habilidade atual dos golfistas. Quanto menor o número de resultados registados, menor é o grau de confiança de que o HC reflete a habilidade do praticante.

As competições e os resultados das mesmas são efetuados em campos de golfe em condições díspares. Estes campos podem ter *designs* bastante divergentes e estar localizados em áreas geográficas marcadamente distintas. Portanto, os resultados necessitam de ser ajustados, face ao grau de dificuldade do campo (Sistema de handicap EGA, 2012-2016).

6. Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders

6.1. Definição

Na população atual, verifica-se um crescimento exponencial de Disfunção Temporomandibular (DTM), que se caracterizam como um grupo de condições patológicas que podem afetar a ATM, a musculatura mastigatória e/ou outras estruturas anatómicas adjacentes, na maioria dos casos a quadros de dor e disfunção na maioria dos casos (Cuccia, Caradonna, Annunziata, & Caradonna, 2010; Okeson, 2013; Murphy, MacBarb, Wong, Athanasiou, 2013); (Tuncer, Ergun, Tuncer, & Karahan, 2013). A sua etiologia requer uma avaliação e diagnóstico multidisciplinar por parte de uma equipa clínica multidisciplinar (Cuccia *et al.*, 2010; Okeson, 2013; Strini *et al.*, 2009; Tuncer *et al.*, 2013; Saddu, Dyasanoor, Valappila & Ravi, 2015).

Em 1992, debateu-se a necessidade de criar uma linguagem universal que permitisse a comunicação entre médicos dentistas e tornar-se criteriosa a investigação nesta área. Surge então o *Research Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders* (RDC/TMD) que veio permitir a efetividade na escolha do tratamento correto para cada doente. Este método de diagnóstico encontra-se dividido em dois eixos: Primeiro eixo físico, segundo eixo psicossocial (Schiffman *et al.*, 2014).

Após alguns anos de utilização e investigação da fiabilidade do método, concluiu-se que este tinha uma baixa aplicabilidade clínica, tornando-se imperativo a sua reestruturação. Assim, em 2014 surgiu um novo método, mais simples e acessível a qualquer médico dentista, o *Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders* (DC/TMD), combinado com as novas informações do estudo OPPERA e com a Academia Americana de Dor Orofacial. À luz do RDC/TMD, também o DC/TMD apresenta dois eixos. O DC/TMD objetiva relacionar os diferentes tipos de DTM, com dor e algoritmos de diagnóstico de DTM, tendo sempre em conta os diferentes tipos de dor, bem como o impacto que a dor tem na vida do paciente (Shiffman *et al.*, 2014). O DC/TMD constitui um meio auxiliar de diagnóstico, prático, viável e simples, universal e criterioso (Schiffman *et al.*, 2014; Schiffman *et al.*, 2016).

Relativamente aos eixos DC/TMD, a avaliação física correspondente ao primeiro eixo é feita com base em 10 critérios (localização da dor nos últimos 30 dias; relação incisal; padrão de abertura; movimentos de abertura; movimentos excursivos; ruídos articulares em abertura e encerramento; ruídos articulares em excursiva; bloqueio da ATM; dor à palpação muscular; palpação da ATM; dor à palpação em músculos

acessórios) (Schiffman, E. *et al.*, 2013) (Anexo IV). O eixo dois assenta na análise do impacto da dor na vida social e profissional do doente, bem como nível de stress psicossocial e comportamental, estimativa de prognóstico, limitação funcional mandibular, níveis de ansiedade e depressão (Maixner *et al.*, 2011; Schiffman *et al.*, 2014).

OBJECTIVOS

Avaliar em atletas praticantes de golfe, se existem alterações na posição estática com a utilização de um dispositivo intra-oral totalmente adaptado.

Constituíram-se assim as seguintes hipóteses:

H0 (nula): O dispositivo intra-oral adaptado induz alterações ao nível da posição postural estática aos atletas praticantes de Golfe.

H1 (alternativa): O dispositivo intra-oral adaptado não induz alterações ao nível da posição postural estática aos atletas praticantes de Golfe.

METODOLOGIA

1. Tipo de Estudo

Este estudo é um estudo piloto experimental longitudinal.

1.1. Considerações científicas e éticas

O presente estudo foi aprovado como Proposta de Projeto Final à Comissão Científica do Mestrado Integrado em Medicina Dentária do ISCSEM. De seguida foi submetido e aprovado pela Comissão de Ética da Cooperativa de Ensino Superior Egas Moniz (Anexo I).

1.2. Local de estudo

O estudo foi realizado em parceria com a Clínica Universitária Egas Moniz e o Centro Nacional de Formação de Golfe do Jamor.



Figura 2: Centro Nacional de Formação de Golfe do Jamor (<http://portal.fpg.pt/Jamor>)

1.3. Caracterização do estudo

A fim de avaliar a estabilidade estática do atleta, foram efetuadas medições de pressão plantar na plataforma de força *RScan* durante as seguintes condições: 1) Atleta sem dispositivo intra-oral, olhos abertos (SGOA); 2) Atleta sem dispositivo intra-oral, olhos fechados (SGOF); 3) Atleta com dispositivo intra-oral, olhos abertos (CGOA); 4) Atleta com dispositivo intra-oral, olhos fechados (CGOF). As medições decorram em 4 momentos, com 3 avaliações em cada momento. As recolhas, com ou sem dispositivo intra-oral colocado, foram executadas aleatoriamente.

2. Amostra

2.1. Constituição

A amostra deste estudo foi inicialmente constituída por 19 atletas praticantes de Golfe, pertencentes ao Centro Nacional de Formação de Golfe do Jamor. No entanto, devido à incompatibilidade de horários dois destes atletas abandonaram o estudo, tendo ficado o grupo de estudo reduzido a 17 atletas.

2.2. Critérios de inclusão/exclusão

Inclusão:

- Atletas de ambos os sexos que apresentem handicap profissional na modalidade de Golfe;
- Atletas praticantes de golfe, com handicap < 20;
- Consentimento informado assinado pelo atleta ou seu representante legal

Exclusão:

- Atletas com diagnóstico de DTM após análise com DC
- Atletas desdentados com Classe I e II de Kennedy-Applegate
- Atletas que não assinem o Consentimento informado;

2.3. Critérios de seleção da amostra

Após uma seleção não randomizada, foram incluídos no estudo 17 atletas do Centro Nacional de Formação de Golfe do Jamor, onde todos eles foram informados

dos propósitos, objetivos e riscos do estudo (Anexo II), tendo-lhes sido solicitado assinar o Termo de Consentimento Informado (Anexo III).

2.4. Observação

Foi elaborada uma breve observação clínica, após o preenchimento do questionário. Esta observação possibilitou ao observador avaliar os critérios de exclusão. De seguida, os atletas foram sujeitos a um diagnóstico definitivo baseado no DC/TMD, mais especificamente no 1º eixo.

Foi seguido o cronograma seguinte em termos de metodologia:

- **Fase preliminar:**

1º Obtenção de autorização para realização do estudo por parte do Centro Nacional de Formação de Golfe do Jamor;

2º Divulgação do estudo no Centro Nacional de Formação de Golfe do Jamor.

- **Recrutamento dos atletas:**

1º Explicação do estudo e seus objetivos e esclarecimento sobre quaisquer dúvidas inerentes;

2º Obtenção escrita do consentimento dos atletas voluntários.

- **1ª Sessão:**

1º Recolha dos dados pessoais e desportivos do atleta;

2º Preenchimento do questionário e exame clínico do DC;

3º Impressão das arcadas dentárias.

- **Sessão intermedia:**

1º Confeção laboratorial do dispositivo intra-oral em Relação Cêntrica, de cada atleta.

- **2ª Sessão:**

1º com a mandíbula posicionada em Relação Cêntrica, calibração individual do dispositivo intra-oral (15 minutos);

2º Avaliação estática na RSscan em três condições diferentes (2 minutos cada):

a) sem dispositivo intra-oral, olhos abertos;

b) sem dispositivo intra-oral, olhos fechados;

c) com dispositivo intra-oral olhos abertos;

d) com dispositivo intra-oral, olhos fechados

MATERIAIS E MÉTODOS

1. Calibração e treino do observador - *Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders*

Realizou-se o preenchimento do DC/TMD como preconizado por Shiffman *et al*, 2014: o atleta foi sujeito à avaliação dos 10 parâmetros do DC/TMD, a fim de obter o diagnóstico final (o DC/TMD, como instrumento de diagnóstico, permitiu que, apenas os atletas que não apresentassem Disfunções Temporomandibulares fossem incluídos no estudo, uma vez que a presença de patologia articular condiciona a confecção do dispositivo intra-oral).

Os parâmetros do DC/TMD foram analisados da seguinte forma:

- avaliação da amplitude dos movimentos mandibulares,
- palpação da ATM e dos músculos mastigatórios.

O exame clínico foi realizado bilateralmente, tendo sido exercida uma pressão firme de aproximadamente 1Kg ($\pm 200g$) ou 0,5Kg ($\pm 200g$), dependendo da zona muscular em avaliação.

De modo a permitir uma coerência de resultados, o exame de DC/TMD realizou-se na presença de um examinador independente treinado (Gonzalez, Chwirut, List, & Ohrbach, 2014). O treino da pressão exercida nos músculos foi efetuado pelo examinador em 5 dias diferentes, no mínimo 5 vezes seguidas. É de referir que o examinador foi sujeitava-se a nova calibração semanalmente com o auxílio da mesma balança.

A conformidade entre o examinador e o examinador independente foi avaliada recorrendo-se ao Índice de Kappa (Anexo V), descrito por Vieira, Member, Kaymak, e Sousa (2010). Obteve-se um coeficiente representativo de um valor de concordância quase perfeito, situado entre 0,8-1.



Figura 3: Balança utilizada para a calibração

2. Material utilizado no estudo

- Espelho intra-oral
- Babete
- Luvas de latex sem pó, tamanho L
- Máscara de proteção facial
- Guardanapos de papel
- Gral e espátula
- Moldeiras universal *standard*
- Alginato *Orthoprint*©
- Água
- Desinfetante de impressões em alginato: gluteraldeído a 2%
- Gesso III amarelo *Schimdt line*©
- Espátula de gesso
- Papel de articulação de 80µ *Becht, Alfred Becht GMBH*
- Régua milimétrica *Moyco Union Broach*
- Placa de acrílico *Pro-form*™ da *Keystone Industries*, de 2mm transparente
- Brocas de desgaste e polimento de acrílico: ref. *H16188 5410-060* e ref. *H16193 0110-023* da *Edenta*
- Discos de acrílico: ref. *H10156 35X0,7, LM*
- Peça de mão de 1:1, 8-062, *Bien air*
- Desinfetantes *ID 212* e *FD 366* da *Dürr*
- Esferográfica e folhas brancas
- Cortadora de gesso: *Model Trimmer RH-3000, Mestra Dental*
- Máquina de espatulação a vácuo: WM, Whip MIx, Corporation, MFG
- Máquina de vácuo: *Machine III; Keystone Industries GmbH, Singen*
- Balança *Kern PCB, Labometer*
- Plataforma de Pressão Plantar (*RSscan 0,5*)
- Computador portátil Asus com o programa *Footscan*® 7.7

3. Confeção e aplicação do dispositivo intra-orais

3.1. Protocolo clínico de execução do dispositivo intra-oral

1. Foi selecionada uma moldeira *standard* metálica perfurada que se adequasse à arcada dentária inferior do atleta (foi selecionada a mandíbula devido à sua superior estabilidade, adaptação, conforto e estética (Rubinoff, Gross & McCall, 1987; Leib, 1983));

2. Num gral, foi adicionado a 19 g de pó de alginato Orthoprint®, 36ml de água destilada, à temperatura ambiente (aproximadamente 23°C), a mistura foi espatulada vigorosamente em movimento de 8 de forma a obter uma pasta homogénea, brilhante e sem grumos (30 segundos);

3. Após carregamento da moldeira com o alginato espatulado, esta foi levada à boca do atleta para realização do registo da arcada dentária (aproximadamente 45 segundos);

4. A moldagem foi passada por água corrente e submersa em gluteraldeído a 2%, durante 10 minutos, sendo, após este período, novamente limpa em água corrente e jato de ar suave (para remoção do excesso de água);

5. Procedeu-se ao vazamento a gesso: em 100 g de gesso tipo III (*Schmidt line*®) incorporou-se 26ml de água à temperatura ambiente, a espatulação foi realizada em máquina de vácuo (WM, Whip Mix, Corporation, MFG) durante 30 segundos à velocidade de 430 rpm. De seguida, com o auxílio da espátula de gesso, procedeu-se ao vazamento das impressões (tempo de trabalho de 4 a 6 minutos);



Figura 4: Modelos de gesso de alguns dos atletas

6. Aguardou-se pela presa do gesso durante aproximadamente 14 minutos;

7. Desinseriu-se a moldeira e procedeu-se ao corte dos modelos de gesso numa cortadora (*Model Trimmer RH-3000, Mestra Dental*), com o intuito de se obter uma base regular;

8. Numa máquina de vácuo (*Machine III; Keystone Industries GmbH, Singen*), foi colocada uma placa de acrílico de 2mm (*Pro-form™; Keystone Industries GmbH, Singen*), após atingir a forma ideal, foi confeccionado o dispositivo intra-oral segundo o

protocolo preconizado pelo fabricante, totalmente adaptado ao atleta (Nekora, Evlioglu, Ceyhan, Keskin, & Issever, 2009);

9. O dispositivo foi recortado em vestibular, pelo terço médio nos dentes anteriores, terço gengival nos dentes posteriores, em lingual, 5mm abaixo do bordo gengival (procedimento executado com discos de acrílico: ref. H10156 35X0,7, LM, em peça de mão de 1:1 (8-062, *Bien air*);



Figura 5: Dispositivo intra-oral finalizado

10. Por fim, removeram-se as arestas de acrílico e poliu-se a superfície recortada com brocas de polimento (ref. H16188 5410-060, *Edenta*; ref. H16193 0110-023, *Edenta*);

11. Os dispositivos intra-orais foram desinfetados (*ID 212*), antes da colocação na cavidade oral e devidamente identificados com os nomes dos atletas a que pertenciam.

3.2. Protocolo clínico de aplicação do dispositivo intra-oral

1. Após desinfecção do dispositivo intra-oral com *FD 366* da *Dürr*, inseriu-se o mesmo na arcada dentária inferior do atleta, aplicando uma ligeira pressão até as superfícies oclusais estarem preenchidas. Verificou-se a estabilidade e o conforto do dispositivo;

2. Manipulou-se a mandíbula de forma a esta se posicionar e ocluir em Relação Cêntrica;

3. Com o auxílio de papel de articulação (*Becht, Alfred Becht GMBH*), observaram-se os contactos dos dentes inferiores no dispositivo: realizaram-se desgastes no acrílico com broca e peça de mão até se obter um contato único por dente, simultâneos e estáveis, na posição de RC;



Figura 6: Desgaste seletivos do dispositivo intra-oral.

4. O dispositivo intra-oral foi entregue ao atleta para proceder à avaliação.

4. Recolha de dados e análise da postura estática

A plataforma de forças (PF) de pressão plantar usada para análise e recolha de dados relativamente ao posicionamento na posição estática, foi o *RSscan* com 300Hz de frequência, 4096 sensores (Rusu *et al.*, 2014; Duarte & Freitas, 2010).

Antes de se iniciar a análise, explicou-se a cada participante que deveria permanecer na posição estática ereta, ou seja, o atleta teria que permanecer imóvel durante um período de tempo equivalente a 66 segundos, em posição vertical, com os braços suspensos livremente ao longo do corpo, com ambos os pés na PF e fixando o olhar num ponto localizado à altura dos olhos, a 1.5m de distância (Raymakers, Samson, & Verhaar, 2005).

Foram eliminados elementos perturbadores (ambiente fechado, sem distrações audiovisuais controláveis), com vista a evitar qualquer influência sobre a postura, aquando da realização da recolha.

Procedeu-se à calibração da PF: cada atleta era primeiramente pesado descalço, numa balança (kg) para permitir a parametrização da PF.

O atleta subiu para a PF descalço (de modo a garantir a correta recolha de dados, sem matérias que alterem a perceção da pressão pela plataforma), posicionando-se na região central da mesma, seguindo como referência as guias inscritas na plataforma. Para permitir a adaptação do atleta à plataforma, foi-lhe instruído que se mantivesse estático durante um período de tempo reduzido.

Deu-se início às medições da posição estática: cada avaliação teve uma duração de recolha de dados de 66 segundos, a uma velocidade de 15 frames/segundo, informação esta transferida instantaneamente para o computador e lida pelo software *Footscan Balance 7.7*, criando automaticamente um ficheiro *xml*. que permite a leitura e posterior análise dos dados estatísticos com vista a avaliar a influência dos dispositivos intra-orais totalmente adaptados no controlo postural estático. Para isso foram registados e analisados os seguintes parâmetros posturográficos:



Figura 7: Análise da postura estática na Plataforma de Pressão

- Deslocamento da Oscilação Total do centro de pressão (DOT);
- Desvio-padrão Antero Posterior (SDap) e medio lateral (SDml);
- Raiz Quadrada da Media ântero-posterior (RMSap) e médio-lateral (RMSml);
- Área;
- Velocidade média total (VMT), ântero-posterior (VMap), e medio lateral (VMml);
- Frequência media ântero-posterior (FMap) e medio lateral (FMml).

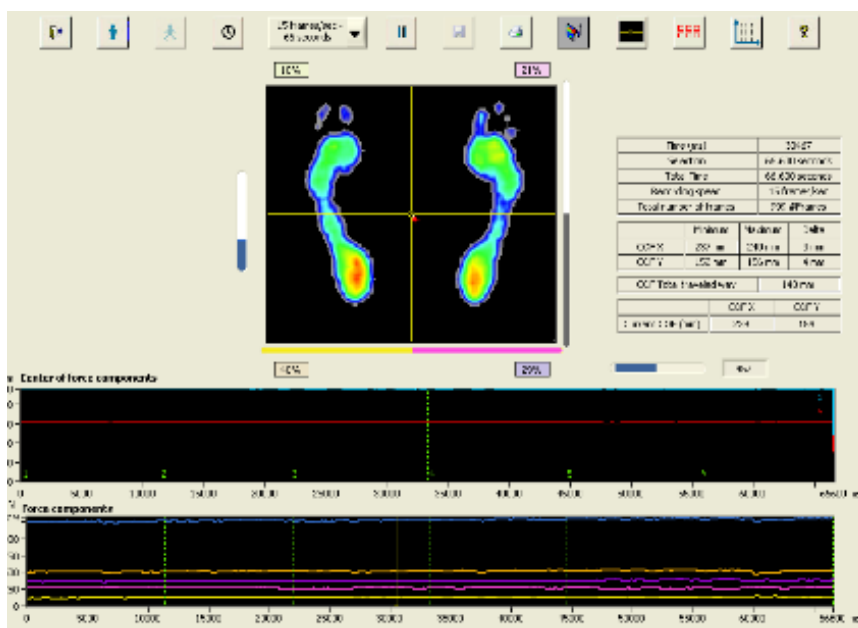


Figura 8: Print Screen da leitura de um dos atletas no software Footscan Balance 7.7 USB2

A recolha de dados com a utilização da PF foi realizada em 4 condições, com 3 repetições em cada situação, por atleta.

- 1- Sem dispositivo intra-oral, e com os olhos abertos (3x)
- 2- Sem dispositivo intra-oral, e com os olhos fechados (3x)
- 3- Com dispositivo intra-oral, e com os olhos abertos (3x)
- 4- Com dispositivo intra-oral, e com os olhos fechados (3x)

Após completada a recolha, o atleta foi dispensado, a PF e a balança digital foram higienizadas com desinfetante *FD 366 da Dürr*.

5. Tratamento de dados e análise estatística

A análise de dados na plataforma de pressão, foi realizada com o *software FootScan 7*, utilizando uma frequência de 300 Hz. Os dados foram exportados para *Matlab (Matthworks versão 7)*.

A análise neste estudo para caracterizar CP foi feita com base nas variáveis descritas na tabela 2.

Tabela 2: Variáveis utilizadas para análise em ambiente Matlab

ABREVIACÃO	VARIÁVEL
DOT	Deslocamento da Oscilação Total
SDap	Desvio Padrão ap
SDml	Desvio Padrão ml
RMSap	Raiz Quadrada da Média ap
RMSml	Raiz Quadrada da Média ml
FMap	Frequência Média ap
FMml	Frequência Média ml
VMap	Velocidade Média do Deslocamento do CP ap
VMml	Velocidade Média do Deslocamento do CP ml
Área	Área de Deslocamento do CP
VMT	Velocidade Média total do Deslocamento do CP

Foram utilizados modelos lineares de efeitos mistos para analisar o efeito da utilização de dispositivo intra-oral, ausência de feedback visual (olhos fechados) interação entre eles, no logaritmo de base dez do Deslocamento da Oscilação Total (DOT), Desvio-padrão ântero-posterior (SDap), Desvio-padrão médio-lateral (SDml), Raiz Quadrada da Media ântero-posterior (RMSap), Raiz Quadrada da Media médio-lateral (RMSml), Área, Velocidade média ântero-posterior (VMap), Velocidade média médio-lateral (VMml), Velocidade média total (VMT), Frequência média ântero-posterior (FMap) e Frequência Media médio-lateral (FMml), Nestes modelos foi ainda considerada interseção aleatórias por indivíduo (Equação 1). A significância destes

modelos relativamente ao respetivo modelo nulo (Equação 2) foi avaliada com recurso ao teste χ^2 para comparação do logaritmo das medidas de verossimilhança obtidas.

$$Y_{ijk} = \beta_0 + \beta_1 \cdot G_i + \beta_2 \cdot O_i + \beta_3 \cdot (G_i \cdot O_i) + b_i + \varepsilon_{ijk} \quad \text{(Equação 1)}$$

$$Y_{ijk} = \beta_0 + b_i + \varepsilon_{ijk} \quad \text{(Equação 2)}$$

$$i = 0, \dots, 16; j = 1, 2; k = 1, 2$$

$$b_i \sim N(0, \sigma_1^2); \varepsilon_{ijk} \sim N(0, \sigma^2)$$

Nestes modelos Y_{ijk} representa o valor de cada variável dependente, β_0 representa a interseção do modelo, β_1 o declive relativo à utilização de dispositivo intra-oral, β_2 o declive relativo ao abrir dos olhos, β_3 o declive relativo à interação entre a utilização de dispositivo intra-oral e o abrir dos olhos, b_i representa a interseção aleatória por cada sujeito.

Todos os modelos foram definidos com recurso à função *lmer* da biblioteca *lme4* v.4.1.1-12 (Bates, Maechler, Bolker & Walker, 2015) do programa de computação estatística R v.3.3.0 (R Core Team, 2016), tendo os parâmetros sido estimados com recurso ao algoritmo de máxima verossimilhança restringida (RMEL), exceto na determinação da significância relativamente ao modelo nulo, em que os parâmetros foram estimados com recurso ao algoritmo de máxima verossimilhança (ML). A significância dos efeitos da utilização do dispositivo intra-oral, época de avaliação e interação entre eles, foi avaliado através de uma análise da variância do tipo III com aproximação de Kenward-Roger para os graus de liberdade, com recurso à função *anova* fornecida pela biblioteca *lmerTest* v.2.0-32 (Kuznetsova, Brockhoff & Christensen, 2016) do programa de computação estatística R.

A normalidade e homocedasticidade dos resíduos foram avaliadas através da análise de gráficos de dispersão e de quantis-quantis dos resíduos em função dos valores preditos pelo modelo para cada nível das variáveis definidas como efeitos aleatórios, os gráficos foram realizados com recurso à biblioteca *ggplot2* v.2.1.0 (Wickham, 2009) do programa de computação estatística R.

RESULTADOS

1. Caracterização da amostra

1.1. Caracterização de acordo com número

Aceitaram participar neste estudo 17 atletas, depois de avaliados todos os atletas, obteve-se uma amostra final de 16 participantes (n=16). Foi excluído um indivíduo por se enquadrar nos critérios de exclusão (DTM).

1.2. Caracterização de acordo com género

Dos 16 atletas, 88,2% são do género masculino e 12% do género feminino (gráfico 1).

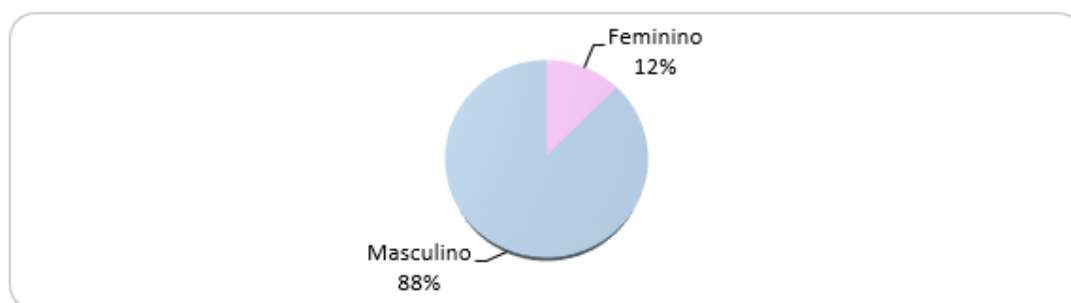


Gráfico 1: caracterização da amostra de acordo com o género

1.3. Caracterização de acordo com a idade

A idade média dos atletas da amostra foi de 25.75 anos, dum intervalo compreendido entre os 16 aos 37 anos (gráfico 2).

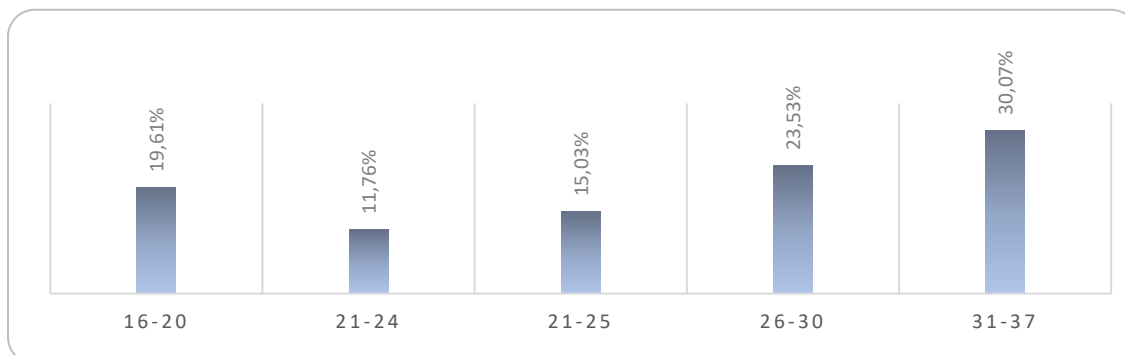


Gráfico 2: caracterização da amostra segundo o escalão etário

1.4. Caracterização de acordo com o handicap

A maioria dos atletas selecionados eram amadores (69%) (gráfico 3).

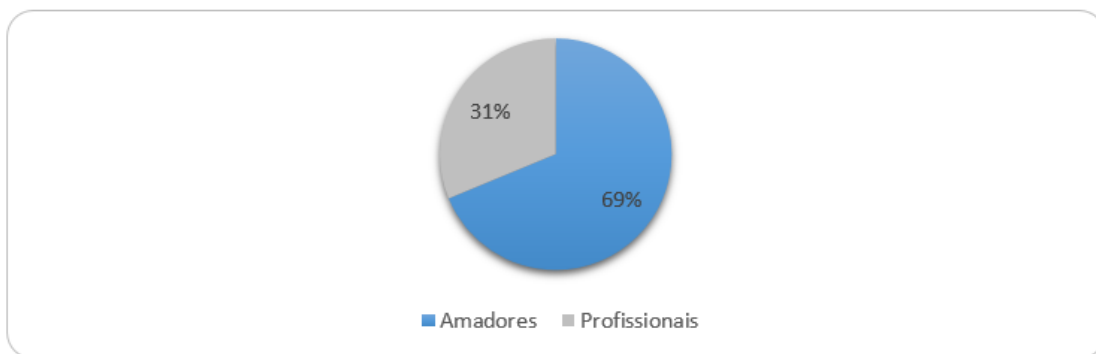


Gráfico 3: caracterização da amostra segundo o escalão etário

1.5. Caracterização de acordo com as horas de treino e anos de atividade desportiva

Os atletas intervenientes praticavam a modalidade de golfe no mínimo há 4 anos, com uma média 3.7 de treinos semanais com média de 3.1 horas diárias (gráfico 4).

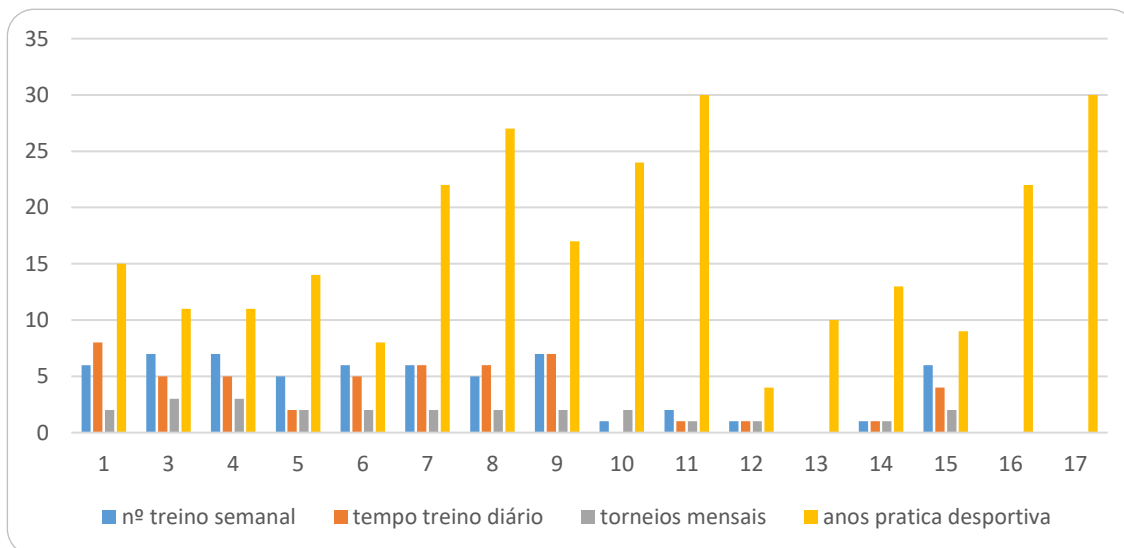


Gráfico 4: caracterização da amostra segundo a prática desportiva dos atletas

2. Análise Descritiva dos Resultados

2.1. Apresentação dos resultados relativos ao Deslocamento da Oscilação Total do centro de pressão em função da utilização ou não do dispositivo intra-oral e da presença ou ausência de feedback visual

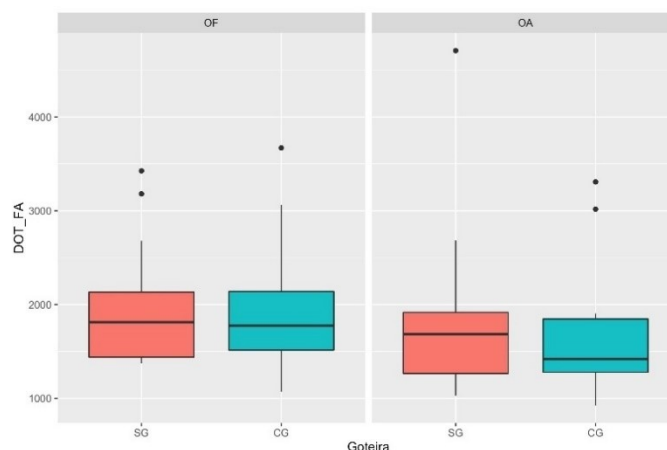


Figura 9: Valores mínimos, valores máximos, média, mediana, desvio padrão do Deslocamento da Oscilação Total (DOT) dos atletas sem dispositivo intra-oral - SG (azul) olhos abertos - OA e olhos fechados - OF em comparação com dispositivo intra-oral - CG (laranja) olhos abertos - OA e olhos fechados - OF.

De acordo com os valores da tabela 3 (e da figura 9), a mediana do deslocamento da oscilação total (DOT) em atletas com dispositivo intra-oral (CG) foi de 1.773 mm^2 (diferente da média: 1.992 mm^2) com os olhos fechados (OF), e de 1.419 mm^2 (diferente da média: 1.666 mm^2) com os olhos abertos (AO).

Em atletas sem dispositivo intra-oral (SG), quando estavam com os OF, a mediana atingiu valores de 1.810 mm^2 (média: 1.958 mm^2) e de 1.685 mm^2 (média: 1.826 mm^2) com OA.

Verificou-se que tanto CG, como SG, os valores de DOT aumentaram quando o atleta tinha os OF, sendo essa discrepância maior nos indivíduos CG. Com os OA a discrepância foi maior em SG.

Tabela 3: Valores mínimos, valores máximos, mediana, média e desvio padrão do Deslocamento da Oscilação Total (DOT) em mm² dos atletas sem dispositivo intra-oral - SG (azul) com os olhos fechados - OF e com os olhos abertos - OA e nos mesmos atletas com dispositivo intra-oral - CG (laranja) de olhos fechados - OF e com os olhos abertos - OA

	Mínimo mm ²	Máximo mm ²	Mediana mm ²	Média mm ²	Desvio padrão mm ²
SG,OF	1.372,2	3.425,3	1.810,5	1.958,9	650,3
CG,OF	1.068,6	3.669,8	1.773,6	1.992,2	707,7
SG,OA	1.029,0	4.706,9	1.685,1	1.826,9	904,7
CG,OA	924,6	3.307,5	1.419,8	1.666,4	650,6

2.2. Apresentação dos resultados relativos ao Desvio Padrão da média da oscilação do centro e pressão na direção ântero-posterior em função da utilização ou não de dispositivo intra-oral e da presença ou ausência de feedback visual

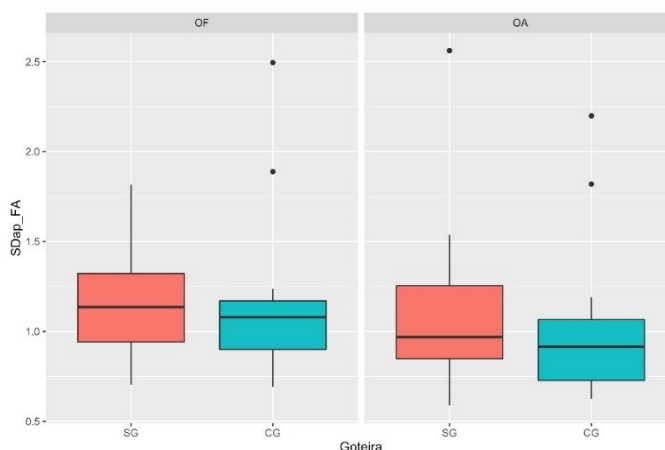


Figura 10: Valores mínimos, valores máximos, média, mediana e desvio padrão do desvio padrão da média da oscilação do centro de pressão na direção ântero-posterior (SDap), dos atletas sem dispositivo intra-oral - SG (azul) com os olhos abertos - OA e com os olhos fechados-OF em comparação com a utilização do dispositivo intra-oral - CG (laranja) com os olhos abertos - OA e os olhos fechados – OF.

De acordo com os valores da tabela 4 (e da figura 10), a mediana do desvio padrão da média da oscilação do centro de pressão na direção ântero-posterior (SDap) em atletas CG foi de aproximadamente 1,08 mm (diferente da média: $\approx 1,15$ mm) para OF, e de $\approx 0,91$ mm (diferente da média: $\approx 1,01$ mm) para OA.

Em atletas SG, quando estavam com OF, a mediana atingiu valores de $\approx 1,13$ mm (média: $\approx 1,14$ mm) e de $\approx 0,97$ mm (média: $\approx 1,11$ mm) com os OA.

Verificou-se que tanto CG, como SG, os valores de SDap aumentaram quando o atleta se encontrava de OF, sendo essa discrepância maior em atletas CG. Com os OA a discrepância foi maior SG.

Tabela 4: Valores mínimos, valores máximos, mediana, média e desvio padrão da média da oscilação do centro de pressão na direção ântero-posterior (SDap) dos atletas sem dispositivo intra-oral -SG (azul) com os olhos fechados - OF e com os olhos abertos - OA e nos mesmos atletas com dispositivo intra-oral - CG (laranja) com os olhos fechados - OF e com os olhos abertos - AO

	Mínimo mm	Máximo mm	Mediana mm	Média mm	Desvio padrão mm
<i>SG,OF</i>	0,704	1,816	1,135	1,145	0,303
<i>CG,OF</i>	0,690	2,494	1,079	1,146	0,453
<i>SG,OA</i>	0,588	2,561	0,968	1,110	0,470
<i>CG,OA</i>	0,625	2,198	0,915	1,009	0,435

2.3. Apresentação dos resultados relativos ao Desvio Padrão da média da oscilação do centro e pressão na direção médio-lateral em função da utilização ou não de dispositivo intra-oral e da presença ou ausência de feedback visual

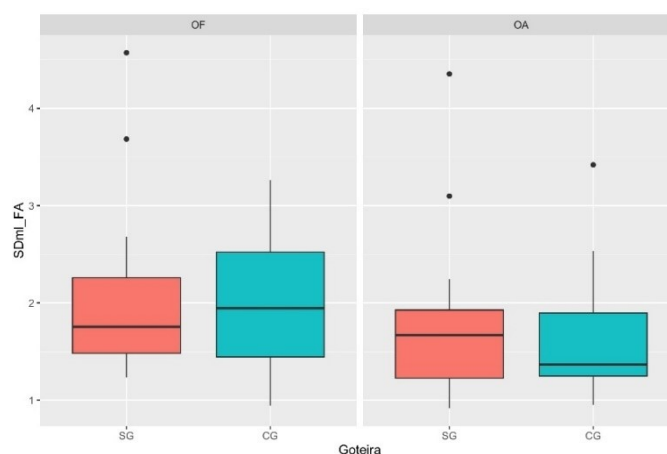


Figura 11: Valores mínimos, valores máximos, média, mediana, desvio padrão do desvio padrão da média da oscilação do centro de pressão na direção médio-lateral (SDml) dos atletas sem dispositivo intra-oral - SG (azul) com os olhos abertos - OA e os olhos fechados - OF em comparação com a utilização de dispositivo intra-oral - CG (laranja) com os olhos abertos - OA e os olhos fechados - OF.

De acordo com os valores da tabela 5 (e da figura 11), a mediana do desvio padrão da média da oscilação do centro de pressão na direção médio-lateral (SDml) em atletas CG foi de aproximadamente 1,94 mm (diferente da média: $\approx 2,03$ mm) com os OF, e de $\approx 1,37$ mm (diferente da média: $\approx 1,63$ mm) com os OA.

Em atletas SG, quando estavam com os OF, a mediana atingiu valores de $\approx 1,75$ mm (média: $\approx 2,08$ mm) e de $\approx 1,67$ mm (média: $\approx 1,78$ mm) com OA.

Verificou-se que tanto CG, como SG, os valores de SDml aumentaram quando o atleta tinha os OF, sendo essa discrepância maior nos indivíduos SG. Com os OA a discrepância foi maior em atleta CG.

Tabela 5: Valores mínimos, valores máximos, mediana, média e desvio padrão do desvio padrão da média da oscilação do centro de pressão na direção médio-lateral (SDml) dos atletas sem dispositivo intra-oral - SG (azul) com os olhos fechados - OF e os olhos abertos - OA e nos mesmos atletas com utilização de dispositivo intra-oral - CG (laranja) de olhos fechados - OF e de olhos abertos - OA

	Mínimo mm	Máximo mm	Mediana mm	Média mm	Desvio padrão mm
<i>SG,OF</i>	1,236	4,572	1,755	2,082	0,912
<i>CG,OF</i>	0,943	3,261	1,945	2,035	0,702
<i>SG,OA</i>	0,917	4,353	1,668	1,785	0,875
<i>CG,OA</i>	0,954	3,419	1,366	1,627	0,659

2.4. Utilização Apresentação dos resultados Apresentação dos resultados relativos à raiz quadrada média da oscilação do centro e pressão na direção ântero-lateral em função da utilização ou não de dispositivo intra-oral e da presença ou ausência de feedback visual

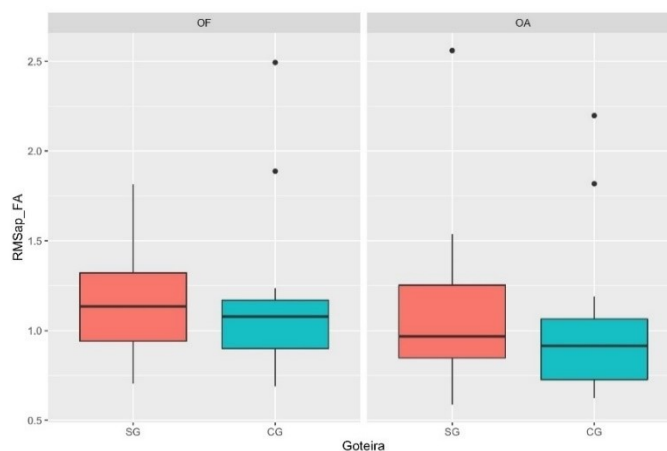


Figura 12: Valores mínimos, valores máximos, média, mediana, desvio padrão da raiz quadrada média da oscilação do centro de pressão na direção ântero-posterior (RMSap) dos atletas sem dispositivo intra-oral - SG (azul) com os olhos abertos - OA e com os olhos fechados - OF em comparação com a utilização de dispositivo intra-oral - CG (laranja) com os olhos abertos - OA e com os olhos fechados - OF.

De acordo com os valores da tabela 6 (e da figura 12), a mediana da raiz quadrada média da oscilação do centro de pressão na direção ântero-posterior (RMSap) em atletas CG foi de aproximadamente 1,08 mm (diferente da média: $\approx 1,14$ mm) com os OF, e de $\approx 0,91$ mm (diferente da média: $\approx 1,09$ mm) com os OA.

Em atletas SG, quando estavam com OF, a mediana atinge valores de $\approx 1,13$ mm (média: $\approx 1,14$ mm) e de $\approx 0,97$ mm (média: $\approx 1,11$ mm) com os OA.

Verificou-se que tanto CG, como SG, os valores de RMSap aumentaram quando o atleta tinha os OF, sendo essa discrepância maior nos indivíduos CG. Com os OA a discrepância foi maior em atleta SG.

Tabela 6: Valores mínimos, valores máximos, mediana, média e desvio padrão da raiz quadrada média da oscilação do centro de pressão na direção ântero-posterior (RMSap) dos atletas sem dispositivo intra-oral - SG (azul) com os olhos fechados - OF e os olhos abertos - OA e nos mesmos atletas com utilização de dispositivo intra-oral - CG (laranja) de olhos fechados - OF e de olhos abertos - OA

	Mínimo mm	Máximo mm	Mediana mm	Média mm	Desvio padrão mm
<i>SG,OF</i>	0,704	1,815	1,134	1,144	0,303
<i>CG,OF</i>	0,690	2,493	1,078	1,145	0,452
<i>SG,OA</i>	0,588	2,560	0,968	1,110	0,470
<i>CG,OA</i>	0,625	2,197	0,914	1,008	0,435

2.5. Apresentação dos resultados relativos à raiz quadrada média do deslocamento do centro e pressão na direção médio-lateral em função da utilização ou não de dispositivo intra-oral e da presença ou ausência de feedback visual

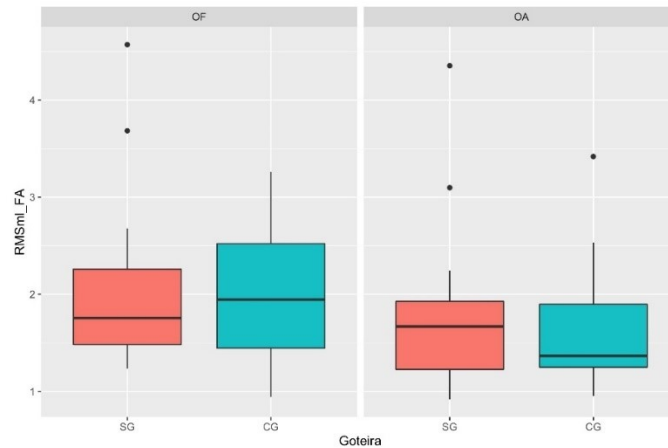


Figura 13: Valores mínimos, valores máximos, média, mediana, desvio padrão da raiz média dos deslocamentos do centro de pressão na direção médio-lateral (RMSml) dos atletas sem dispositivo intra-oral - SG (azul) com os olhos abertos - OA e com os olhos fechados - OF em comparação com a utilização de dispositivo intra-oral - CG (laranja) com os olhos abertos - OA e fechados - OF.

De acordo com os valores da tabela 7 (e da figura 13), a mediana da raiz quadrada média dos deslocamentos do centro de pressão na direção médio-lateral (RMSml) em atletas CG foi de aproximadamente 1,94 mm (diferente da média: $\approx 2,03$ mm) com os OF, e de $\approx 1,36$ mm (diferente da média: $\approx 1,63$ mm) com os OA.

Em atletas SG, quando estavam com os OF, a mediana atingiu valores de $\approx 1,75$ mm (média: $\approx 2,08$ mm), e de $\approx 1,67$ mm (média: $\approx 1,78$ mm) com os OA.

Verificou-se que tanto CG, como SG, os valores de RMSml aumentaram quando o atleta tinha os OF, sendo essa discrepância maior nos indivíduos SG. Com os OA a discrepância foi também maior em atleta SG.

Tabela 7: Valores mínimos, valores máximos, média, mediana, desvio padrão) da raiz média dos deslocamentos do centro de pressão na direção médio-lateral (RMSml) dos atletas sem dispositivo intra-oral - SG (azul) com os olhos abertos - OA e com os olhos fechados-OF em comparação com a utilização de dispositivo intra-oral - CG (laranja) com os olhos abertos - OA e fechados - OF.

	Mínimo mm	Máximo mm	Mediana mm	Média mm	Desvio padrão mm
<i>SG,OF</i>	1,235	4,569	1,754	2,081	0,911
<i>CG,OF</i>	0,942	3,260	1,944	2,034	0,701
<i>SG,OA</i>	0,917	4,351	1,668	1,784	0,875
<i>CG,OA</i>	0,954	3,417	1,365	1,626	0,659

2.6. Apresentação dos resultados relativos à área do deslocamento do centro e pressão em função da utilização ou não de dispositivo intra-oral e da presença ou ausência de feedback visual

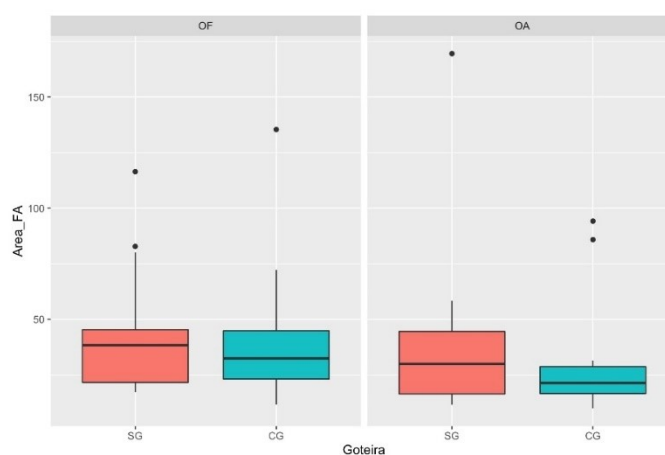


Figura 14: Valores mínimos, valores máximos, média, mediana, desvio padrão da Área do deslocamento do centro de pressão dos atletas sem dispositivo intra-oral -SG (azul) com os olhos abertos - OA e fechados - OF em comparação com a utilização de dispositivo intra-oral - CG (laranja) com os olhos abertos - OA e fechados - OF.

De acordo com os valores da tabela 8 (e da figura 14), a mediana da Área do deslocamento do centro de pressão em atletas CG foi de 32,44 mm² (diferente da média: 41,34 mm²) com os OF, e de 21,40 mm² (diferente da média: 29,28 mm²) com os OA.

Em atletas SG, quando estavam com os OF, a mediana atingiu valores de 38,37 mm² (média: 43,47 mm²), e de 29,97 mm² (média: 38,63 mm²) com os OA.

Verificou-se que tanto CG, como SG, os valores da Área aumentaram quando o atleta tinha os OF, sendo essa discrepância maior nos indivíduos CG. Com os OA a discrepância foi maior em atleta SG.

Tabela 8: Valores mínimos, valores máximos, média, mediana, desvio padrão) da Área do deslocamento do centro de pressão dos atletas sem dispositivo intra-oral - SG (azul) com os olhos abertos - OA e com os olhos fechados - OF em comparação com a utilização de dispositivo intra-oral - CG (laranja) com os olhos abertos - OA e fechados - OF.

	Mínimo mm ²	Máximo mm ²	Mediana mm ²	Média mm ²	Desvio padrão mm ²
SG,OF	17,32	116,43	38,37	43,47	27,66
CG,OF	11,66	135,37	32,44	41,34	30,04
SG,OA	11,57	169,51	29,97	38,63	38,20
CG,OA	9,95	94,20	21,40	29,28	24,57

2.7. Apresentação dos resultados relativos à velocidade média de oscilação do centro de pressão na direção ântero-posterior em função da utilização ou não de dispositivo intra-oral e da presença ou ausência de feedback visual

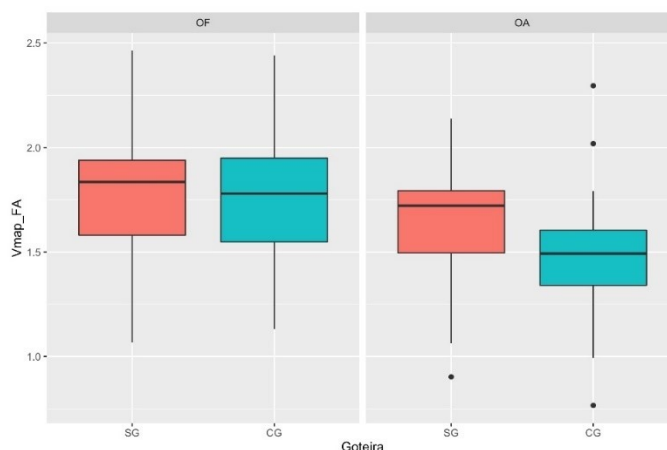


Figura 15: Valores mínimos, valores máximos, média, mediana, desvio padrão da velocidade média de oscilação do centro de pressão na direção ântero-posterior (VMap) dos atletas sem dispositivo intra-oral -SG (azul) com os olhos abertos - OA e com os olhos fechados - OF em comparação com a utilização de dispositivo intra-oral - CG (laranja) com os olhos abertos - OA e fechados - OF.

De acordo com os valores da tabela 9 (e da figura 15), a mediana da velocidade média de oscilação do centro de pressão na direção ântero-posterior (VMap) em atletas CG foi de aproximadamente 1,78 m/s (diferente da média: $\approx 1,75$ m/s) para OF, e de $\approx 1,49$ m/s (média semelhante) com os OA.

Em atletas SG, quando estavam com os OF, a mediana atingiu valores de $\approx 1,83$ m/s (média: $\approx 1,80$ m/s), e de $\approx 1,72$ m/s (média: $\approx 1,64$ m/s) com os OA.

Verificou-se que tanto CG, como SG, os valores de VMap aumentavam quando o atleta tinha os OF, sendo essa discrepância ligeiramente maior nos indivíduos CG. Com os OA a discrepância também foi maior em atleta CG.

Tabela 9: Valores mínimos, valores máximos, mediana, média e desvio padrão da velocidade média da oscilação do centro de pressão na direção ântero-posterior (VMap) dos atletas sem dispositivo intra-oral - SG (azul) com os olhos fechados - OF e os olhos abertos - OA e nos mesmos atletas com utilização de dispositivo intra-oral - CG (laranja) de olhos fechados - OF e de olhos abertos - AO.

	Mínimo m/s	Máximo m/s	Mediana m/s	Média m/s	Desvio padrão m/s
<i>SG,OF</i>	1,067	2,464	1,835	1,801	0,330
<i>CG,OF</i>	1,131	2,441	1,780	1,747	0,372
<i>SG,OA</i>	0,902	2,138	1,722	1,639	0,310
<i>CG,OA</i>	0,766	2,296	1,492	1,494	0,366

2.8. Apresentação dos resultados relativos à velocidade média de oscilação do centro de pressão na direção médio-lateral em função da utilização ou não de dispositivo intra-oral e da presença ou ausência de feedback visual

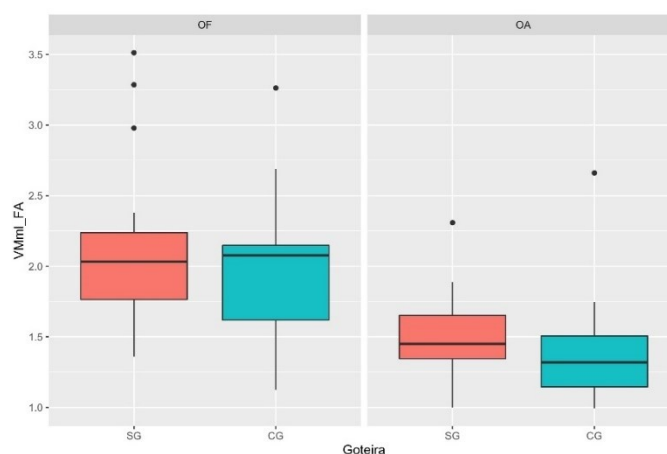


Figura 16: Valores mínimos, valores máximos, média, mediana, desvio padrão da velocidade média da oscilação do centro de pressão na direção médio-lateral (VMml) dos atletas sem dispositivo intra-oral - SG (azul) com os olhos abertos - OA e com os olhos fechados- OF em comparação com a utilização de dispositivo intra-oral - CG (laranja) com os olhos abertos - OA e fechados - OF.

De acordo com os valores da tabela 10 (e da figura 16), a mediana da velocidade média de oscilação do centro de pressão na direção médio-lateral (VMml) em atletas

CG foi de aproximadamente 2,08 m/s (diferente da média: $\approx 2,01$ m/s) para OF, e de $\approx 1,32$ m/s (diferente da média: $\approx 1,4$ m/s) com os OA.

Em atletas SG, quando estavam com OA, a mediana atingiu valores de $\approx 2,03$ m/s (média: $\approx 2,16$ m/s), e de $\approx 1,45$ m/s (média: $\approx 1,52$ m/s) com os OA.

Verificou-se que tanto CG, como SG, os valores de VMml aumentaram quando o atleta tinha OF, sendo essa discrepância maior nos indivíduos CG. Com os OA a discrepância também foi maior em atleta CG.

Tabela 10: Valores mínimos, valores máximos, média, mediana, desvio padrão) da velocidade média da oscilação do centro de pressão na direção médio-lateral (VMml) dos atletas sem dispositivo intra-oral - SG (azul) com os olhos abertos - OA e com os olhos fechados - OF em comparação com a utilização de dispositivo intra-oral - CG (laranja) com os olhos abertos - OA e fechados - OF.

	Mínimo m/s	Máximo m/s	Mediana m/s	Média m/s	Desvio padrão m/s
SG,OF	1,360	3,512	2,031	2,164	0,613
CG,OF	1,126	3,263	2,077	2,006	0,518
SG,OA	0,998	2,309	1,450	1,525	0,295
CG,OA	0,994	2,661	1,320	1,404	0,399

2.9. Apresentação dos resultados relativos à velocidade média de oscilação total do centro de pressão em função da utilização ou não de dispositivo intra-oral e da presença ou ausência de feedback visual

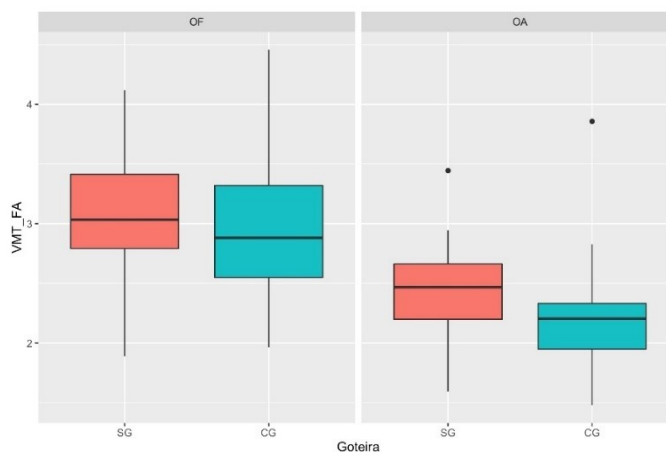


Figura 17: Valores mínimos, valores máximos, média, mediana, desvio padrão da velocidade média de oscilação total do centro de pressão (VMT) dos atletas sem dispositivo intra-oral -SG (azul) com os olhos abertos - OA e olhos fechados- OF em comparação a utilização de dispositivo intra-oral - CG (laranja) com os olhos abertos - OA e fechados - OF.

De acordo com os valores da tabela 11 (e da figura 17), a mediana da velocidade média da oscilação total do centro de pressão (VMT) em atletas CG foi de aproximadamente 2,88 m/s (diferente da média: $\approx 2,91$ m/s) com os OF, e de $\approx 2,2$ m/s (diferente da média: $\approx 2,25$ m/s) com os OA.

Em atletas SG, quando estavam com os OF, a mediana atingiu valores de $\approx 3,03$ m/s (média: $\approx 3,1$ m/s), e de $\approx 2,47$ m/s (média: $\approx 2,45$ m/s) com os OA.

Verificou-se que tanto CG, como SG, os valores de VMT aumentaram quando o atleta tinha OF, sendo essa discrepância ligeiramente maior nos indivíduos CG. Com os OA a discrepância também foi maior em atleta CG.

Tabela 11: Valores mínimos, valores máximos, média, mediana, desvio padrão) da velocidade média de oscilação total do centro de pressão (VMT) dos atletas sem dispositivo intra-oral - SG (azul) com os olhos abertos - OA e com os olhos fechados - OF em comparação com a utilização de dispositivo intra-oral - CG (laranja) com os olhos abertos - OA e fechados - OF

	Mínimo m/s	Máximo m/s	Mediana m/s	Média m/s	Desvio padrão m/s
<i>SG,OF</i>	1,889	4,118	3,034	3,095	0,626
<i>CG,OF</i>	1,965	4,458	2,882	2,907	0,646
<i>SG,OA</i>	1,594	3,445	2,468	2,448	0,430
<i>CG,OA</i>	1,479	3,857	2,205	2,250	0,567

2.10. Apresentação dos resultados relativos à frequência média de oscilação do centro de pressão na direção ântero-posterior em função da utilização ou não de dispositivo intra-oral e da presença ou ausência de feedback visual

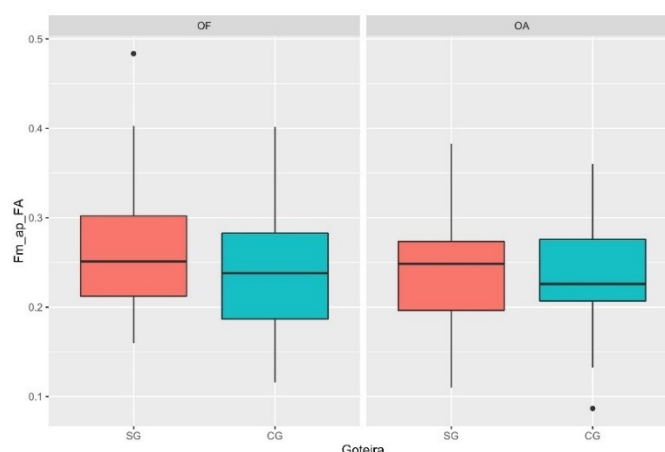


Figura 18: Valores mínimos, valores máximos, média, mediana, desvio padrão da frequência média de oscilação do centro de pressão na direção ântero-posterior (FMap) dos atletas sem dispositivo intra-oral -SG (azul) com os olhos abertos - OA e com os olhos fechados - OF em comparação com a utilização de dispositivo intra-oral - CG (laranja) com os olhos abertos - OA e os olhos fechados-OF.

De acordo com os valores da tabela 12 (e da figura 18), a mediana da frequência média de oscilação do centro de pressão na direção ântero-posterior (FMap) em atletas CG foi de aproximadamente 0,24 Hz (igual à média) com os OF, e de $\approx 0,23$ Hz (diferente da média: $\approx 0,24$ Hz) com os OA.

Em atletas SG, quando estavam com os OF, a mediana atingiu valores de $\approx 0,25$ Hz (média: $\approx 0,27$ Hz), e de $\approx 0,25$ Hz (média: $\approx 0,24$ Hz) com os OA.

Verificou-se que tanto CG, como SG, os valores de FMap mantiveram-se semelhantes quando o atleta tinha OF, havendo uma discrepância ligeiramente maior nos indivíduos SG. Com os OA a discrepância foi ligeiramente maior nos atletas CG.

A utilização ou não de dispositivo intra-oral e a presença ou não de feedback visual não provoca alterações significativas no valor da FMap.

Tabela 12: Valores mínimos, valores máximos, média, mediana, desvio padrão da frequência média de oscilação do centro de pressão na direção ântero-posterior (FMap) dos atletas sem dispositivo intra-oral - SG (azul) com os olhos abertos - OA e com os olhos fechados - OF em comparação com a utilização de dispositivo intra-oral - CG (laranja) com os olhos abertos - OA e fechados - OF

	Mínimo Hz	Máximo Hz	Mediana Hz	Média Hz	Desvio padrão Hz
<i>SG,OF</i>	0,160	0,484	0,251	0,268	0,087
<i>CG,OF</i>	0,116	0,402	0,238	0,239	0,078
<i>SG,OA</i>	0,110	0,383	0,248	0,238	0,065
<i>CG,OA</i>	0,087	0,360	0,226	0,236	0,076

2.11. Apresentação dos resultados relativos à frequência média de oscilação do centro de pressão na direção médio-lateral em função da utilização ou não de dispositivo intra-oral e da presença ou ausência de feedback visual

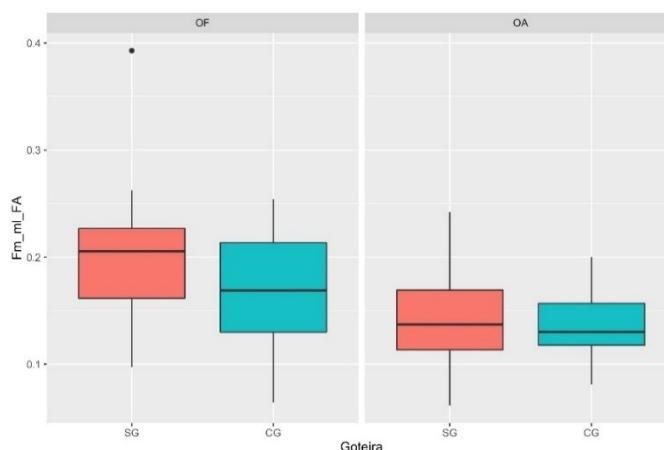


Figura 19: Valores mínimos, valores máximos, média, mediana, desvio padrão da frequência média de oscilação do centro de pressão na direção médio-lateral (FMml) dos atletas sem dispositivo intra-oral - SG (azul) com os olhos abertos - OA e com os olhos fechados - OF em comparação com a utilização de dispositivo intra-oral - CG (laranja) com os olhos abertos - OA e fechados - OF.

De acordo com os valores da tabela 13 (e figura 19), a mediana da frequência média de oscilação do centro de pressão na direção médio-lateral (FMml) em atletas CG foi de aproximadamente 0,17 Hz (média semelhante) com os OF, e de $\approx 0,13$ Hz (média semelhante) com os OA.

Em atletas SG, quando estavam com OF, a mediana atingiu valores de $\approx 0,2$ Hz (média semelhante), e de $\approx 0,14$ Hz (média semelhante) com os OA.

Verificou-se que tanto CG, como SG, os valores de FMml aumentaram quando o atleta tinha os OF, sendo essa discrepância ligeiramente maior nos indivíduos OA. Com os OA a discrepância também foi maior em atleta CG.

Tabela 13: Valores mínimos, valores máximos, média, mediana, desvio padrão da frequência média de oscilação do centro de pressão na direção médio-lateral (FMml) dos atletas sem dispositivo intra-oral - SG (azul) com os olhos abertos - OA e com os olhos fechados - OF em comparação com a utilização de dispositivo intra-oral - CG (laranja) com os olhos abertos - OA e fechados - OF

	Mínimo Hz	Máximo Hz	Mediana Hz	Média Hz	Desvio padrão Hz
<i>SG,OF</i>	0,097	0,393	0,205	0,202	0,070
<i>CG,OF</i>	0,064	0,254	0,169	0,167	0,056
<i>SG,OA</i>	0,061	0,242	0,137	0,143	0,051
<i>CG,OA</i>	0,081	0,200	0,130	0,138	0,029

3. Análise estatística dos resultados

Foi realizada uma regressão linear múltipla, com recurso a modelos lineares de efeitos mistos, para analisar o efeito da utilização de dispositivo intra-oral, fechar dos olhos e interação entre eles, no logaritmo de base dez do Deslocamento da Oscilação Total (DOT), Desvio-padrão ântero-posterior (SDap), Desvio-padrão médio-lateral (SDml), Raiz Quadrada da Media ântero-posterior (RMSap), Raiz Quadrada da Media médio-lateral (RMSml), Área, Velocidade Média ântero-posterior (VMap), Velocidade Média medio-lateral (VMml), Velocidade Média total (VMT), Frequência Média ântero-posterior (FMap) e Frequência Média medio-lateral (FMml), considerando interseções aleatórias por indivíduo. Tendo sido obtidos os seguintes modelos:

$$Y_{\log_{10}(DOT)} = 3.242732 - 0.008919.G - 0.044704.O - 0.016600.(G.O) \quad \text{(Equação 3)}$$

$$Y_{\log_{10}(SDap)} = 0.01768 - 0.01865.G - 0.03140.O - 0.01653(G.O) \quad \text{(Equação 4)}$$

$$Y_{\log_{10}(SDml)} = 0.24214 - 0.01240.G + 0.06133.O - 0.01259.(G.O) \quad \text{(Equação 5)}$$

$$Y_{\log_{10}(RMSap)} = 0.01747 - 0.01865.G - 0.03140.O - 0.01653.(G.O) \quad \text{(Equação 6)}$$

$$Y_{\log_{10}(RMSml)} = 0.24192 - 0.01240.G - 0.06133.O - 0.01259.(G.O) \quad \text{(Equação 7)}$$

$$Y_{\log_{10}(Area)} = 1.48659 - 0.04409.G - 0.09434.O - 0.03091.(G.O) \quad \text{(Equação 8)}$$

$$Y_{\log_{10}(VMap)} = 0.21179 - 0.02143.G - 0.04007.O - 0.01442.(G.O) \quad \text{(Equação 9)}$$

$$Y_{\log_{10}(VMml)} = 0.229954 - 0.025859.G - 0.105578.O - 0.005191.(G.O) \quad \text{(Equação 10)}$$

$$Y_{\log_{10}(VMT)} = 0.014624 - 0.024812.G - 0.075194.O - 0.006586.(G.O) \quad \text{(Equação 11)}$$

$$Y_{\log_{10}(FMap)} = -0.63187 - 0.02227.G - 0.02019.O + 0.02216.(G.O) \quad \text{(Equação 12)}$$

$$Y_{\log_{10}(FMml)} = -0.81666 - 0.03050.G - 0.07804.O + 0.04462.(G.O) \quad \text{(Equação 13)}$$

Os modelos representados pelas equações 3, 4, 6 e 12 mostraram não ser significativamente diferentes do respetivo modelo nulo (DOT ($\chi^2(3) = 6.7211$, $p \leq 0.8134$), SDap ($\chi^2(3) = 5.844$, $p \leq 0.1195$) e RMSap ($\chi^2(3) = 5.844$, $p \leq 0.1195$), FMap ($\chi^2(3) = 3.391$, $p \leq 0.3352$)).

O modelo desenvolvido para analisar o efeito da CG, fechar dos olhos e a interação entre eles e o SDml (Equação 5) mostrou ser significativamente diferente do modelo nulo ($\chi^2(3) = 8.3566$, $p \leq 0.03919$). Adicionalmente a análise da variância do tipo III com aproximação de Kenward-Roger para os graus de liberdade, indica que tanto o efeito da utilização de dispositivo intra-oral como o efeito da interação entre a utilização de dispositivo intra-oral e o abrir dos olhos não influenciam significativamente o modelo ($F(1,45) = 0.3295$, $p \leq 0.568825$ e $F(1,45) = 0.1698$, $p \leq 0.682255$, respetivamente) para um nível de significância ≤ 0.05 . Contrariamente, o efeito do fechar dos olhos influencia significativamente o modelo ($F(1,45) = 8.0584$, $p \leq 0.006773$) para o mesmo nível de significância, que pode ser observado no gráfico 5.

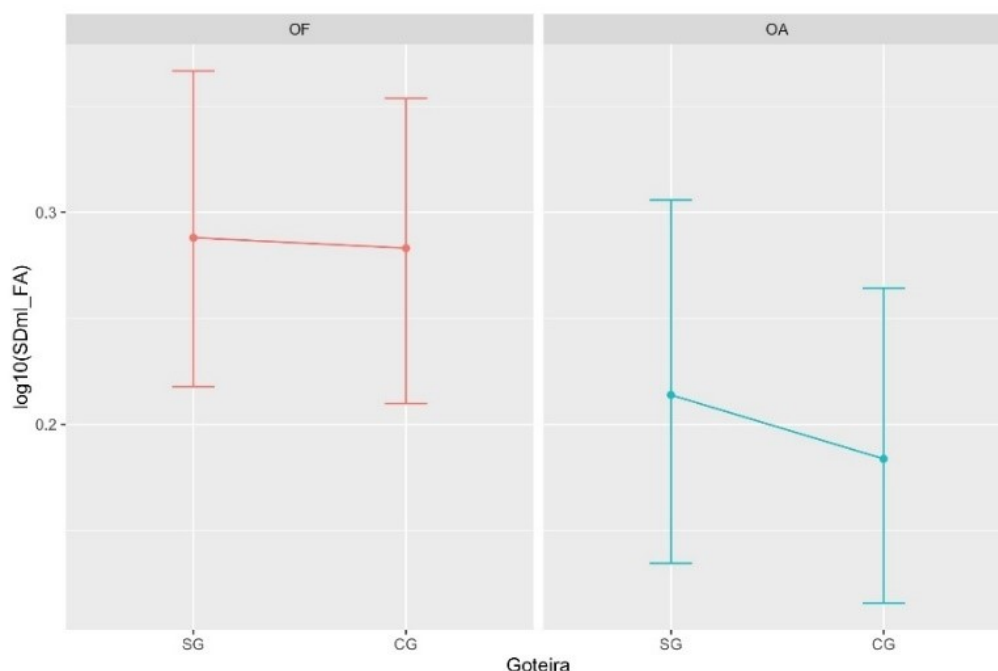


Gráfico 5: Desvio padrão na direção médio-lateral (SDml) dos atletas sem dispositivo intra-oral com os olhos fechados versus com dispositivo intra-oral e os olhos fechados (SG OF Vs. CG OF) em comparação com os atletas sem dispositivo intra-oral e os olhos abertos versus com dispositivo intra-oral olhos abertos (SG OA Vs. CG AO)

O modelo desenvolvido para analisar o efeito da utilização de dispositivo intra-oral, fechar dos olhos e a interação entre eles e o RMSml (Equação 7) mostrou ser significativamente diferente do modelo nulo ($\chi^2(3) = 8.3566, p \leq 0.03919$). Adicionalmente a análise da variância do tipo III com aproximação de Kenward-Roger para os graus de liberdade, indica que tanto o efeito da utilização de dispositivo intra-oral como o efeito da interação entre a utilização de dispositivo intra-oral e o abrir dos olhos não influenciam significativamente o modelo ($F(1,45) = 0.3295, p \leq 0.568825$ e $F(1,45) = 0.1698, p \leq 0.682255$, respetivamente) para um nível de significância ≤ 0.05 . Contrariamente, o efeito do fechar dos olhos influencia significativamente o modelo ($F(1,45) = 8.0584, p \leq 0.006773$) para o mesmo nível de significância, que pode ser observado no gráfico 6.

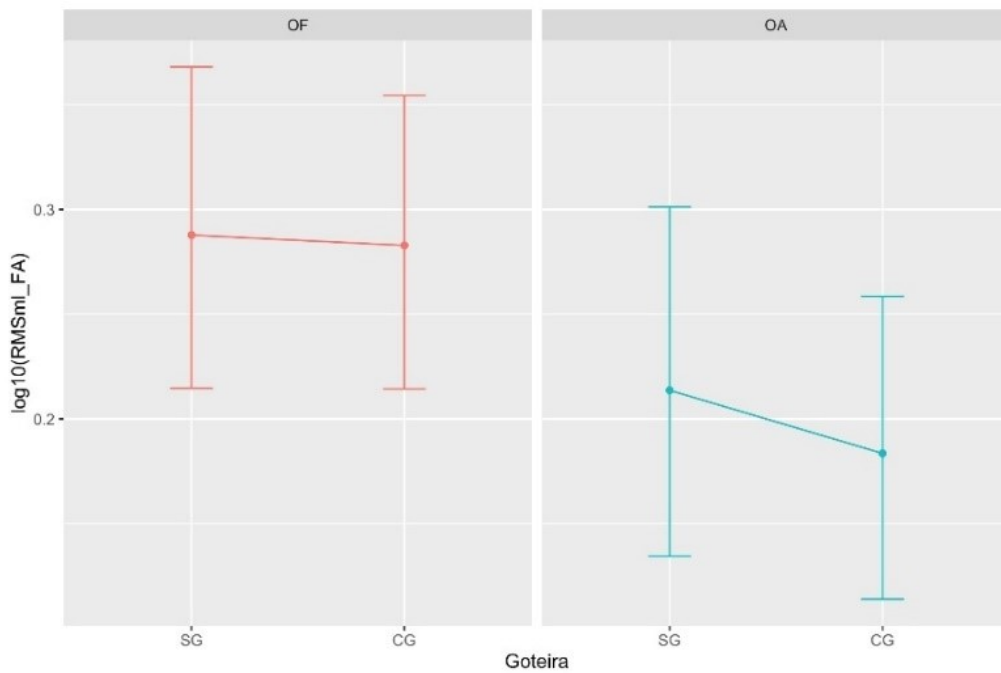


Gráfico 6: Raiz quadrada da média da oscilação do centro de pressão no sentido médio-lateral (RMSml) dos atletas sem dispositivo intra-oral com os olhos fechados versus com dispositivo intra-oral e os olhos fechados (SG OF Vs. CG OF) em comparação com os atletas sem dispositivo intra-oral e os olhos abertos versus com (DIO) olhos abertos (SG OA Vs. CG AO)

O modelo desenvolvido para analisar o efeito da utilização de dispositivo intra-oral, fechar dos olhos e a interação entre eles e o Área (Equação 8) mostrou ser significativamente diferente do modelo nulo ($\chi^2(3) = 10.146$, $p \leq 0.01737$). Adicionalmente a análise da variância do tipo III com aproximação de Kenward-Roger para os graus de liberdade, indica que tanto o efeito da utilização de dispositivo intra-oral como o efeito da interação entre a utilização de dispositivo intra-oral e o abrir dos olhos não influenciam significativamente o modelo ($F(1,45) = 1.8184$, $p \leq 0.18425$ e $F(1,45) = 0.4469$, $p \leq 0.50724$, respetivamente) para um nível de significância ≤ 0.05 . Contrariamente, o efeito do fechar dos olhos influencia significativamente o modelo ($F(1,45) = 8.3264$, $p \leq 0.00598$) para o mesmo nível de significância. Os valores da área foram maiores para os atletas com os olhos fechados ($p=0.00598$), que pode ser observado no gráfico 7.

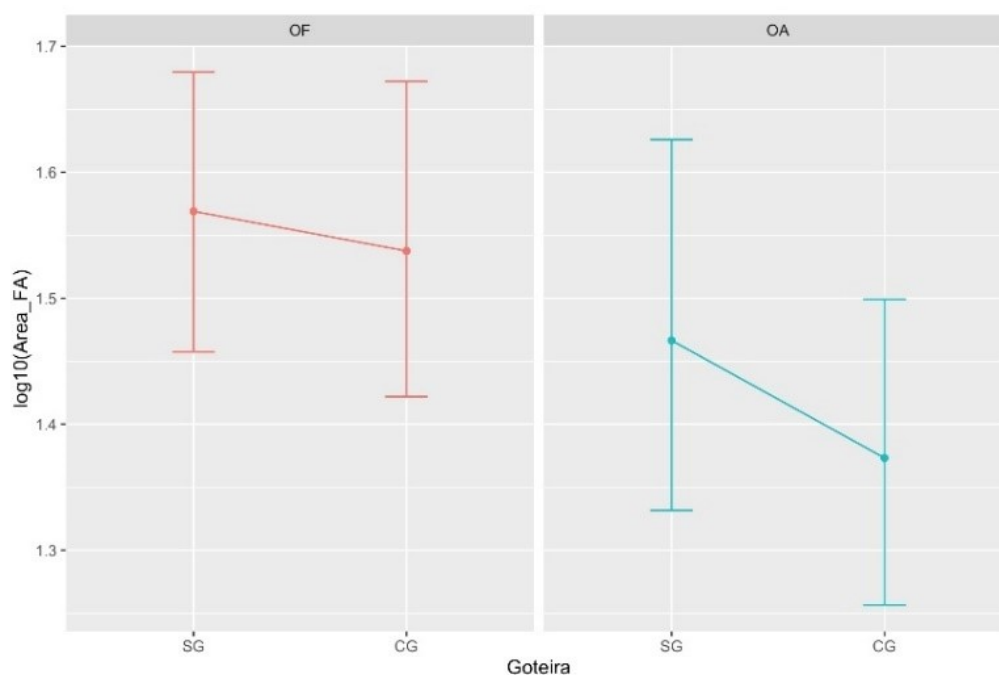


Gráfico 7: Área do deslocamento de centro de pressão dos atletas sem dispositivo intra-oral com os olhos fechados versus com dispositivo intra-oral e os olhos fechados (SG OF Vs. CG OF) em comparação com os atletas sem dispositivo intra-oral e os olhos abertos versus com dispositivo intra-oral olhos abertos (SG OA Vs. CG OA).

O modelo desenvolvido para analisar o efeito da utilização de dispositivo intra-oral, fechar dos olhos e a interação entre eles e o VMap (Equação 9) mostrou ser significativamente diferente do modelo nulo ($\chi^2(3) = 16.651, p \leq 0.0008336$). Adicionalmente a análise da variância do tipo III com aproximação de Kenward-Roger para os graus de liberdade, indica que tanto o efeito da utilização de dispositivo intra-oral como o efeito da interação entre a utilização de dispositivo intra-oral e o abrir dos olhos não influenciam significativamente o modelo ($F(1,45) = 3.9510, p \leq 0.0529493$ e $F(1,45) = 0.949, p \leq 0.3492152$, respetivamente) para um nível de significância ≤ 0.05 . Contrariamente, o efeito do fechar dos olhos influencia significativamente o modelo ($F(1,45) = 13.8145, p \leq 0.0005561$) para o mesmo nível de significância, que pode ser observado no gráfico 8.

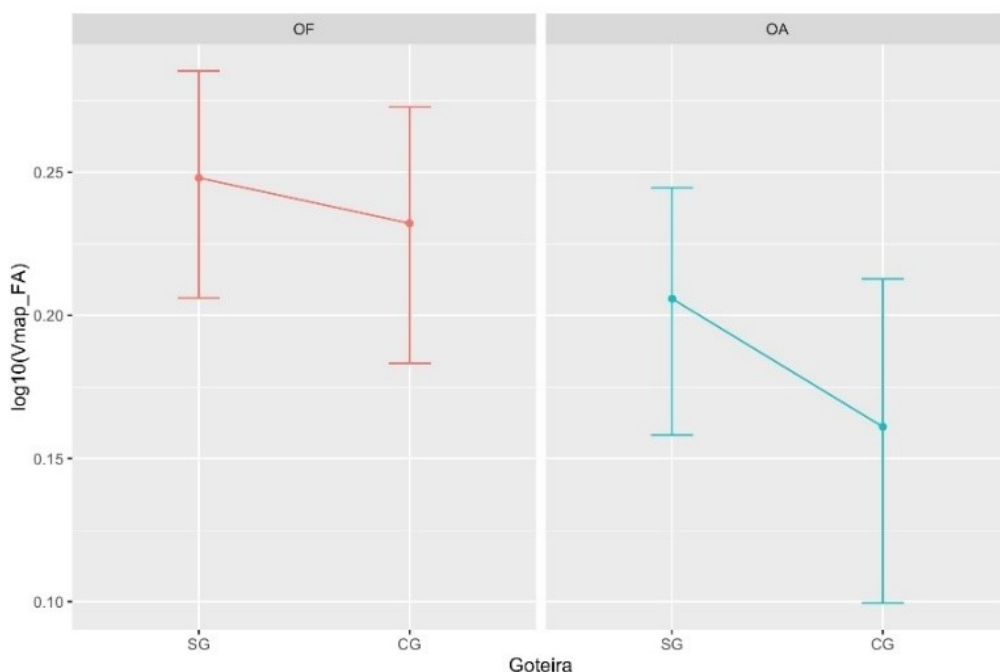


Gráfico 8: Velocidade média do de oscilação do centro de pressão na direção ântero-posterior (VMap) dos atletas sem dispositivo intra-oral com os olhos fechados versus com dispositivo intra-oral e os olhos fechados (SG OF Vs. CG OF) em comparação com os atletas sem dispositivo intra-oral e os olhos abertos versus com dispositivo intra-oral olhos abertos (SG OA Vs. CG A)

O modelo desenvolvido para analisar o efeito da utilização de dispositivo intra-oral, fechar dos olhos e a interação entre eles e o VMml (Equação 10) mostrou ser significativamente diferente do modelo nulo ($\chi^2(3) = 41.605$, $p \leq 4.866e09$). Adicionalmente a análise da variância do tipo III com aproximação de Kenward-Roger para os graus de liberdade, indica que tanto o efeito da utilização de dispositivo intra-oral como o efeito da interação entre a utilização de dispositivo intra-oral e o abrir dos olhos não influenciam significativamente o modelo ($F(1,45) = 3.508$, $p \leq 0.06756$ e $F(1,45) = 0.071$, $p \leq 0.79154$, respetivamente) para um nível de significância ≤ 0.05 . Contrariamente, o efeito do fechar dos olhos influencia significativamente o modelo ($F(1,45) = 58.485$, $p \leq 1.128e-09$) para o mesmo nível de significância, que pode ser observado no gráfico 9.

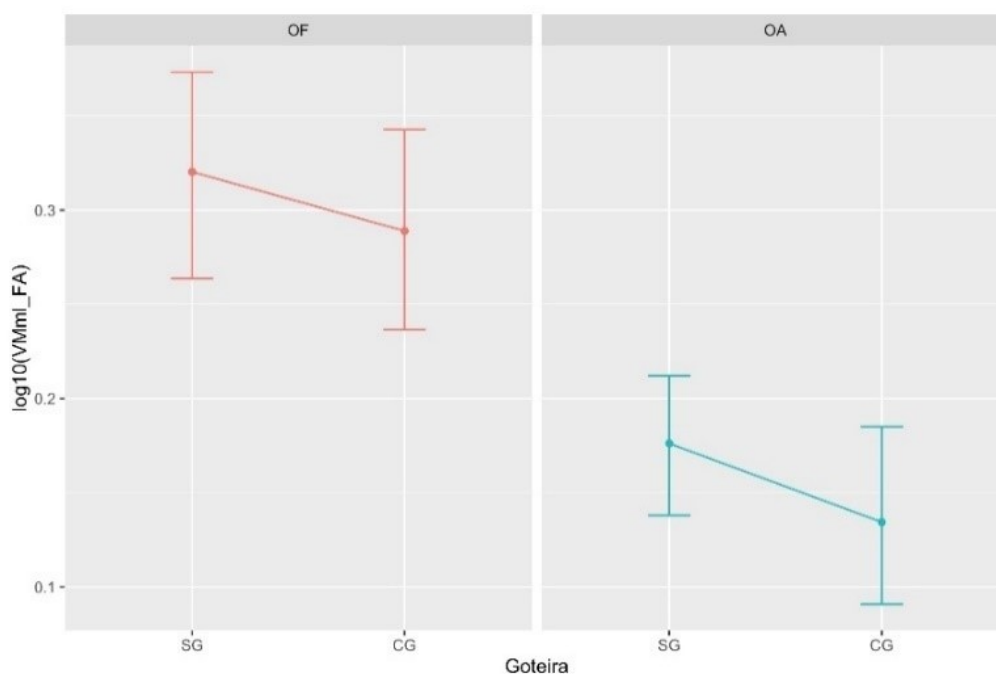


Gráfico 9: Velocidade média do de oscilação do centro de pressão na direção médio-lateral (VMml) dos atletas sem dispositivo intra-oral com os olhos fechados versus com dispositivo intra-oral e os olhos fechados (SG OF Vs. CG OF) em comparação com os atletas sem dispositivo intra-oral e os olhos abertos versus com dispositivo intra-oral olhos abertos (SG OA Vs. CG OA)

O modelo desenvolvido para analisar o efeito da utilização de dispositivo intra-oral, fechar dos olhos e a interação entre eles e o VMT (Equação 11) mostrou ser significativamente diferente do modelo nulo ($\chi^2(3) = 32.344, p \leq 4.428e-07$). Adicionalmente a análise da variância do tipo III com aproximação de Kenward-Roger para os graus de liberdade, indica que tanto o efeito da utilização de dispositivo intra-oral como o efeito do abrir dos olhos influencia significativamente o modelo ($F(1,45) = 4.235, p \leq 0.04542$ e $F(1,45) = 38.895, p \leq 1.39e-07$, respectivamente) para um nível de significância ≤ 0.05 . Contrariamente, o efeito da interação entre a utilização de dispositivo intra-oral e o fechar dos olhos não influenciam significativamente o modelo ($F(1,45) = 0.149, p \leq 0.70115$) para o mesmo nível de significância, que pode ser observado no gráfico 10.

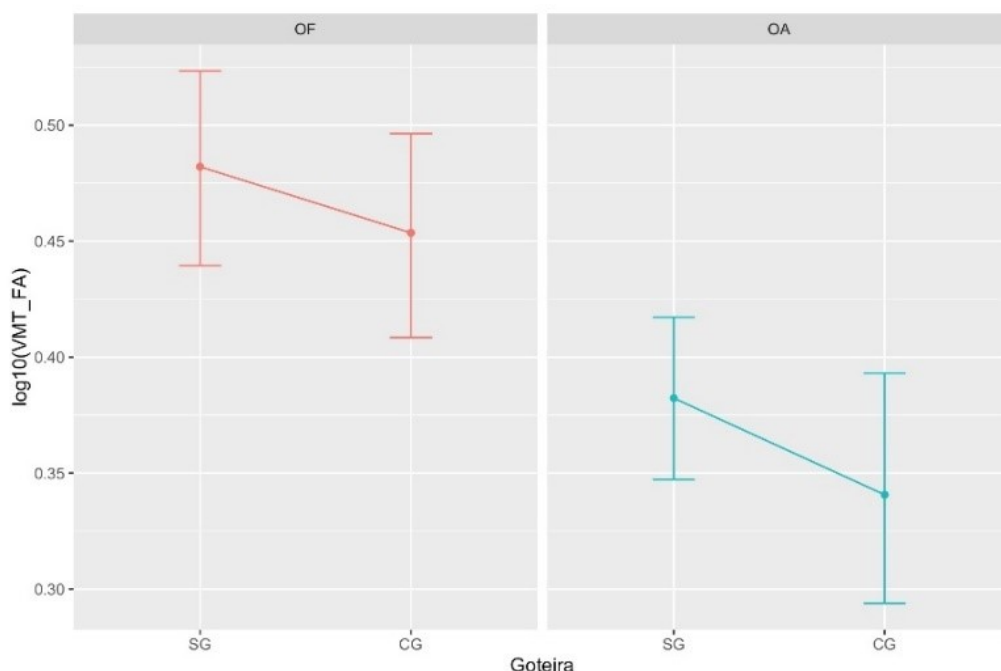


Gráfico 10: Velocidade média de oscilação total do centro de pressão (VMT) dos atletas sem dispositivo intra-oral com os olhos fechados versus com dispositivo intra-oral e os olhos fechados (SG OF Vs. CG OF) em comparação com os atletas sem dispositivo intra-oral e os olhos abertos versus com dispositivo intra-oral olhos abertos (SG OA Vs. CG OA)

O modelo desenvolvido para analisar o efeito da utilização de dispositivo intra-oral, fechar dos olhos e a interação entre eles e o FMml (Equação 13) mostrou não ser significativamente diferente do modelo nulo ($\chi^2(3) = 15.818, p \leq 0.001236$). Adicionalmente a análise da variância do tipo III com aproximação de Kenward-Roger para os graus de liberdade, indica que tanto o efeito da utilização de dispositivo intra-oral como o efeito da interação entre a utilização de dispositivo intra-oral e o abrir dos olhos não influenciam significativamente o modelo ($F(1,45) = 2.0384, p \leq 0.1602759$ e $F(1,45) = 2.1809, p \leq 0.1466983$, respetivamente) para um nível de significância ≤ 0.05 . Contrariamente, o efeito do fechar dos olhos influencia significativamente o modelo ($F(1,45) = 13.3456, p \leq 0.0006734$) para o mesmo nível de significância. O atleta ao ter os olhos fechados demonstrou ter uma frequência média significativamente maior ($p=0.0006734$) quando comparada com as outras situações, que pode ser observado no gráfico 11.

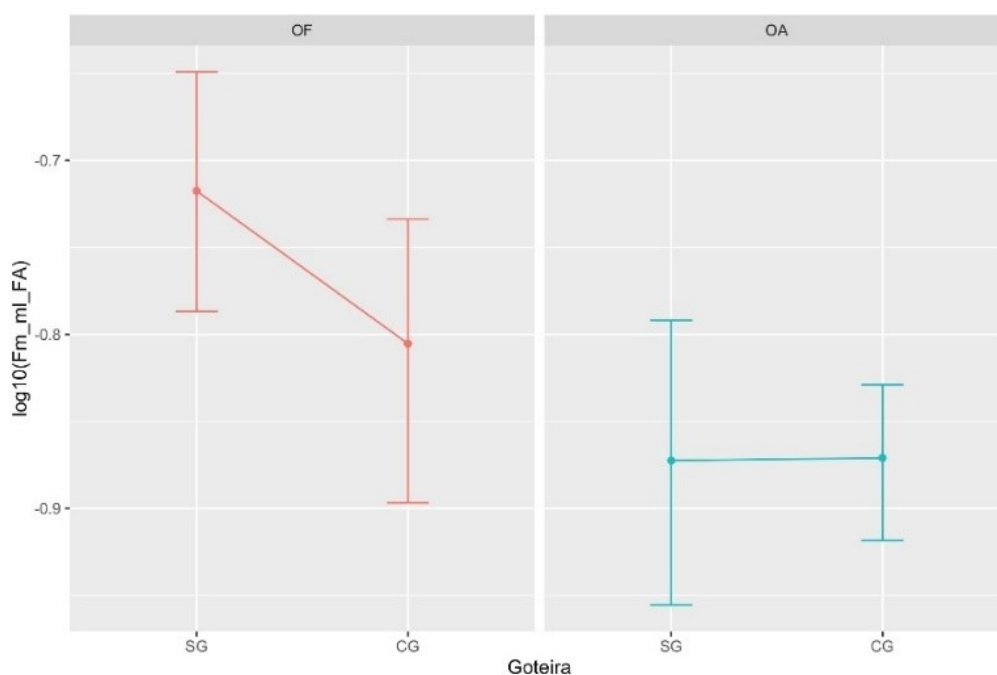


Gráfico 11: frequência média de oscilação do centro de pressão na direção médio-lateral (FMml) dos atletas sem dispositivo intra-oral com os olhos fechados versus com dispositivo intra-oral e os olhos fechados (SG OF Vs. CG OF) em comparação com os atletas sem dispositivo intra-oral e os olhos abertos versus com dispositivo intra-oral olhos abertos (SG OA Vs. CG AO)

Para todos os modelos desenvolvidos o gráfico Q-Q dos resíduos (anexo VI) mostra que estes seguem uma distribuição normal e o gráfico dos resíduos em função dos valores predictos pelo modelo respectivo mostra homocedasticidade, indicando assim que não existem violações às assunções deste modelo.

DISCUSSÃO

O presente estudo teve como principais objetivos quantificar e qualificar as alterações induzidas pelo dispositivo intra-oral na postura ereta em equilíbrio estático dos atletas, através da análise dos vários parâmetros posturográficos apresentados anteriormente. Todos parâmetros foram analisados em duas situações distintas: com o recurso à informação visual (olhos abertos) e sem feedback visual (olhos fechados).

Sabe-se que o défice de equilíbrio é um fator determinante para a performance desportiva e, por outro lado, fator de risco para o desenvolvimento de lesões durante a prática desportiva, daí ser pertinente o recurso a avaliações posturográficas que permitem observar o comportamento do centro de pressão (CP), com o objetivo de avaliar o comportamento postural e o equilíbrio (Zemková, 2011). (Tropp, Ekstrand, & Gillquist, 1984) realizaram análises posturográficas em futebolistas, enquanto apoiavam alternadamente um pé numa plataforma. Durante 60 segundos avaliaram a área do CP. Observaram que valores mais elevados de área do CP, eram descritos pelos jogadores que apresentavam uma frequência de lesões nos tornozelos aproximadamente quatro vezes superior àqueles com uma área menor. Oshima e seus colaboradores, publicaram recentemente um estudo de coorte prospetivo de 3 anos, em que submeteram atletas praticantes das modalidades de basquetebol e andebol a uma análise do equilíbrio estático numa plataforma, durante 30 segundos, com os olhos abertos. Da análise dos parâmetros posturográficos (distância percorrida pelo Centro de Gravidade/segundo e área) inferiram que os atletas que demonstraram pior desempenho no teste posturográfico possuíam maior incidência de ocorrência de lesão não-traumática do ligamento cruzado anterior do joelho (Oshima, Nakase, Takata, Numata, & Tsuchiya, 2015). No entanto, a ausência de diretrizes e protocolos normativos de método de análise posturográfica em plataforma de forças, torna crítica a interpretação dos resultados (Plowman & Smith, 2014).

Procurou-se com este estudo selecionar uma amostra, cujas alterações do equilíbrio postural estático tivessem uma repercussão significativa na atividade profissional. Recorreu-se então a atletas de golfe, amadores e profissionais, do Centro de Estágio do Jamor. Regidos pelos parâmetros de inclusão e exclusão, obteve-se uma

amostra de 16 atletas com handicap inferior a 20. Num estudo de Ringhof *et al.* (2015), a 14 atletas de golfe, que visou avaliar o efeito da atividade motora oral sobre o desempenho atlético dos golfistas profissionais, também não se obtiveram resultados com significância para a performance atlética dos jogadores.

A amostra compreendeu indivíduos de ambos os sexos, sendo embora 88% do sexo masculino, valor esperado devido à modalidade desportiva eleita. A facha etária oscilou entre os 16 e os 37 anos, encontrando-se a média de idade nos 25,4 anos.

A identificação e rejeição de atletas que possuíam DTM foi feita com recurso ao DC/TMD, meio de diagnóstico já preconizado em outros estudos (De Paiva Tosato, Biasotto-Gonzalez, & Ferreira Caria., 2007; Carlos., 2008; Nishimori *et al.*, 2014).

A nível nacional, o número de atletas amadores e profissionais com valores de handicap baixos, é bastante reduzido, 361 atletas amadores com handicap compreendido entre -8 e 5 (dados da Federação Portuguesa de Golfe) e 112 atletas profissionais da associação Profissional de Golfe de Portugal.

A presença de patologias concomitantes que afetam o equilíbrio não foi considerada como critério de exclusão uma vez que a modalidade e nível competitivo em estudo exclui naturalmente os indivíduos com patologias ou condições clínicas que afetem o equilíbrio e controlo postural. Sabe-se que o controlo postural depende de informações visuais, do sistema propriocetivo e cutâneo (Teixeira, 2010). Qualquer patologia que envolva estes sistemas, mesmo que assintomática, pode ser passível de provocar alterações no equilíbrio postural (Kleiner, De Camargo Schlittler, & Del Rosário Sánchez-Arias, 2011), como exemplo a acuidade visual, a integridade do sistema vestibulo-coclear do ouvido interno (Georgia, Bastos, De Melo Tavares De Lima, & Fernandes De Oliveira, 2005) afeções no sistema trigeminal (Schiffman *et al.*, 2014; Michelotti *et al.*, 2011) entre outras. Angelozzi concluiu que alterações no sistema crânio-mandibular trariam repercussões mais ou menos nefastas, dependendo da alteração, em todos os outros sistemas fisiológicos (Angelozzi *et al.*, 2008).

Quanto ao dispositivo intra-oral ter sido confeccionado para a arcada inferior deve-se à superioridade do dispositivo inferior relativamente a estabilidade, adaptação e conforto do utilizador. (Rubinoff, Gross & McCall, 1987; Leib, 1983).

Foi selecionada a posição da mandíbula em Relação Cêntrica (RC) para confecção do dispositivo, visto a mesma reduzir a oscilação do CP. Sakaguchi *et al.* (2007)

observaram que o simples fato de alterar a posição mandibular, traduziu uma alteração na distância total percorrida pelo CP, onde indivíduos com mandíbula em RC tiveram menor distância percorrida quando comparada com a posição de repouso (ausência de contactos dentários). No entanto, outros autores referem que a diferença da Pressão Plantar relativamente à posição mandibular é insignificante (Basarán, 2013).

A seleção de uma plataforma de forças como método de recolha de dados cingiu-se ao fato de atualmente ser o meio mais fiável para recolha das variáveis em análise (Duarte & Freitas, 2010).

Este estudo foi realizado numa sala livre de perturbações externas controláveis, como o ruído e poluição visual, a fim de evitar a participação de outros intervenientes na oscilação do CP. O aparelho vestibular é a estrutura do ouvido interno responsável por detetar as mudanças de movimento e posição. A informação recebida por este é tratada e utilizada para estabilizar a posição da cabeça ou para estabilizar os olhos no espaço durante os movimentos da cabeça (Bilodeau, Houck, Cuddeford, Sharma, & Riley, 2002). Logo, a acuidade visual é melhorada como consequência da informação recebida no vestibulo, a qual se reflete na estabilização da imagem na retina, levando a uma percepção visual adequada. Em suma, os reflexos vestibulo-espinal estão intimamente envolvidos na manutenção da postura (Fransson, Johansson, Hafström, & Magnusson, 2000).

Relativamente a perturbações visuais, sabe-se que o sistema visual utiliza células fotorreceptoras da retina (sensíveis à luz) para detetar movimentos no campo visual, em consequência, a percepção visual dos movimentos do corpo depende da estrutura tridimensional do meio ambiente, afetada pela iluminação e acomodação. Uma perturbação no campo visual do atleta poderia invocar uma sensação de *auto-motion* e desequilíbrio postural pelo efeito optocinético (Fransson et al., 2000).

Foi utilizado um ponto fixo localizado a 1.5 metros do atleta, à altura dos olhos, afim de eliminar variáveis relacionadas com o campo visual do atleta que influenciariam a oscilação postural (Raymakers et al., 2005).

O tamanho do campo visual, a acuidade visual do atleta, a percepção de profundidade, a sensibilidade ao contraste são elementos capazes de perturbar o equilíbrio postural. No entanto, sabe-se que a informação visual é importante, mas não essencial para o controlo postural (Fransson et al., 2000).

Foi pedido ao atleta que ao subir para a plataforma, posiciona-se a cabeça na posição de conforto natural. A posição da cabeça e do pescoço é capaz de modificar o padrão postural do indivíduo, onde a mandíbula exibe um papel de centro de equilíbrio (Baldini et al., 2013). Uma posição mandibular simétrica, implicará uma contração também ela simétrica do músculo esterno-cleido-mastoideu, que se traduz numa redução da oscilação corporal (Sforza et al., 2006).

Foi pedido ao atleta que se posiciona-se na plataforma descalço, isto porque, em condições não patológicas, o principal sistema sensorial responsável pelo controlo do equilíbrio, é a informação sensorial propriocetiva da superfície cutânea plantar, transmitida não apenas pelo sistema somatossensorial/músculo-esquelético, como também pelo sistema visual e vestibular (Alfieri, 2008).

O método eleito para o posicionamento dos pés do atleta na plataforma de pressão, foi o uso de uma posição confortável, tendo em consideração que a posição dos mesmos não ultrapassava a largura dos ombros (Duarte & Freitas, 2010). Este método, apesar de ser considerado válido, é falível, não só porque depende da perícia do observador como também não tem em consideração todas as características antropométricas do atleta (como o ângulo de abertura dos pés, afastamento dos calcanhares e altura do indivíduo), (Chiari, Rocchi, & Cappello, 2002). Por outro lado, a determinação de uma posição exata dos pés, tendo em consideração as características antropométricas dos atletas, pode determinar uma nova posição de colocação dos pés, diferente da posição natural de conforto do indivíduo, situação esta que se repercute na alteração do controlo do equilíbrio.

Segundo o Teorema de Nyquist, a frequência da amostragem deve ser, no mínimo, o dobro da largura de banda de frequência do sinal. Logo, se para a análise da postura ereta estática em indivíduos normais, os componentes de frequência do sinal do CP são inferiores a 10Hz, (Winter, 1995), seria suficiente uma frequência de 20Hz. No entanto, na prática utilizam-se frequências mais altas, a rondar os 100Hz, como consequência de ruídos presentes no sinal (Duarte & Freitas, 2010). A frequência de aquisição do sinal do CP utilizada foi de 300Hz.

Existe uma panóplia de variáveis que podem ser extraídas dos registos obtidos (séries temporais) durante a avaliação postural estática, neste projeto procuramos selecionar as mais relevantes para o estudo do controlo do equilíbrio postural estático (DOT, SDap, SDml, RMSap, RMSml, Área, VMap, VMml, VMT, FMap e FMml).

Num estudo de Baratto *et al.* (2002) foram selecionadas apenas 4 variáveis, de onde se destacou a velocidade média do CP como a variável com maior grau de confiabilidade. Também em 2004, Lafond e seus colaboradores avaliaram as oscilações do CP, no sentido AP e ML através das variáveis: amplitude da RMS, DOT, Velocidade, FM, MedFM e a Área. A análise foi feita em sete indivíduos idosos, em posição estática ereta confortável, durante 120 segundos com olhos abertos, com um período de descanso entre recolhas de 5 minutos. Relataram a Velocidade como a variável maior credibilidade para análise do CP (Lafond, Corriveau, Hébert & Prince, 2004). Por outro lado, em 2005, Doyle e seus colaboradores, afirmaram que a área de oscilação do CP apresentava maior índice de confiabilidade em detrimento da velocidade (Doyle, Newton, & Burnett, 2005). Para diferentes faixas etárias, Raymakers *et al.* (2005) também consideraram a velocidade de deslocamento total como a variável mais sensível para análise. Esta disparidade na seleção das variáveis em análise pode ser explicada devido à ausência de um protocolo específico dos métodos de recolha do CP (como o tempo de análise, o número de repetições, a frequência, o campo visual, o posicionamento na plataforma, entre outros), o que torna subjetiva a escolha de quais as variáveis do CP analisadas.

Foram efetuadas 3 repetições para cada condição avaliada em cada atleta, a fim de evitar variações de oscilação do CP por fadiga muscular. A literatura recomenda entre 2 e 4 medições (Com'veau, Hébert, Prince, & Raiche, 2000).

Para outros autores, as medidas de CP só atingem valores credíveis quando cada análise se repetir entre três a cinco vezes (Zemková, 2011).

A recolha de dados foi feita durante 3 períodos de 66 segundos em cada condição. Para a seleção do tempo dos períodos, visto não haver padronização, também se prendeu com o facto de minimizar a falta de concentração dos atletas na execução da tarefa e não causar fadiga muscular nem *complience*.

Rugelj (2007), num estudo em 20 indivíduos saudáveis mostrou que a área de movimentos CP pode ser determinada de forma fiável com medições de 30 segundos.

Num outro estudo, foi determinado que os valores de CP só se tornariam fiáveis se cada análise for efetuada durante 60 segundos cada, repetida 5 vezes, sendo o valor de DC determinado pela média aritmética das 5 medições (R. J. Doyle, Hsiao-Wecksler, Ragan, & Rosengren, 2007).

Como os estudos não se regem todos pelos mesmos critérios de análise, a comparação de resultados torna-se errática, tornando-se esta, uma área carecida de representatividade científica. Há uma necessidade eminente de definir um protocolo válido para análise do CP (Zemková, 2011).

Na análise dos resultados para todas as variáveis em estudo verificou-se que todos os indivíduos apresentaram maiores oscilações quando se encontravam com os olhos fechados, independentemente de possuírem dispositivo intra-oral ou não. Situação também corroborada por Freitas e seus colaboradores. Em 2005, eles analisaram as diferentes oscilações do CP para as variáveis: área, velocidade, frequência e RMS, em 60 adultos saudáveis, durante 60 segundos, com e sem visão. Nos resultados obtidos observaram maiores oscilações do CP para todas as variáveis analisadas sem visão. De forma semelhante, mas fazendo variar a faixa etária dos participantes, Teixeira em 2007, verificou igualmente aumento da oscilação corporal em crianças e jovens, quando lhes era retirada a visão (Teixeira, 2010).

Outra dificuldade de interpretação dos resultados obtidos reside no fato de não se encontrar ainda definido na literatura de quais serão os valores de equilíbrio considerados biológicos ou "normais" (Plowman & Smith, 2014). Para Mesquita e seus colaboradores, valores normais de distribuição plantar estão compreendidos entre 55% e 60% para o reto pé e 35% e 40% para o ante pé (Mesquita, Carvalho, Fonseca, Neto & Zangaro, 2013). Segundo Azevedo e Nascimento (2009), a maior percentagem exibida no retro pé é justificada porque a linha do CG, no plano sagital projeta-se ao longo do tornozelo e parte posterior do pé, num sujeito sem patologia inerente.

Sabe-se que o cérebro humano tem uma capacidade de aprendizagem, isto pode explicar a progressiva redução da oscilação corporal e conseqüentemente, a redução da área do CP. (Duarte & Freitas, 2010)

A informação visual revelou-se um parâmetro capital de indução de oscilação do CP durante os testes, tanto na situação com dispositivo intra-oral como sem dispositivo intra-oral, uma vez que todas as variáveis do CP em análise, revelaram piores resultados quando foi retirada a visão ao atleta. Estes resultados comprovam que a informação captada pelo sistema nervoso aferente tem repercussão no equilíbrio postural do indivíduo, devido à interpretação da mesma pelo sistema nervoso central, o qual gera uma resposta neuromuscular adaptada à situação. Nesta situação, a resposta neuromuscular é exacerbada quando o sistema nervoso central não recebe qualquer

informação visual. A supressão da informação sensorial visual foi já reportada por vários autores como fator causal de aumento da oscilação corporal (Melzer, Benjuya, & Kaplanski, 2004).

Num estudo que visou avaliar o efeito da informação visual sobre o equilíbrio da manutenção da postura, em 11 adultos voluntários, observou-se também uma deterioração do equilíbrio postural quando era removida a visão ao atleta (Duarte & Zatsiorsky, 2002).

Dos resultados obtidos na situação de olhos fechados, obtiveram-se valores com significância para as seguintes variáveis: área de oscilação do CP, velocidade média de oscilação total, velocidade de oscilação do CP no sentido ântero-posterior, frequência média de oscilação do CP no sentido médio-lateral, desvio do CP da posição média no sentido médio-lateral, raiz quadrada da média no sentido médio-lateral e velocidade de oscilação do CP no sentido médio-lateral, sendo a velocidade a variável mais sensível. Este resultado foi também corroborado num estudo em que foi avaliada a oscilação do corpo numa plataforma de forças, sob diferentes condições, com o propósito de determinar qual a variável mais fiável para avaliação do CP. Concluíram que a variável mais confiável foi a velocidade do deslocamento do CP (Raymakers et al., 2005).

Todas as variáveis que avaliaram o CP no sentido médio-lateral sofreram alterações significativas quando o atleta fechava os olhos, situação que não se refletiu para todas as variáveis analisadas no sentido ântero-posterior. Num estudo que visou avaliar a correlação entre a oclusão dentária e postura, usando uma plataforma de forças, foram avaliados 44 indivíduos, cuja média de idades se situou nos 23,25 anos. A amostra foi submetida seis exames estabilométricos posturais, sob diferentes condições mandibulares e visuais. O autor considerou 3 parâmetros: área, velocidade de oscilação e deslocamento do centro de pressão. A análise dos resultados revelou haver influência significativa na área e na velocidade de oscilação quando era suprida a visão, mas a posição mandibular não desencadeou alterações significativas (Baldini *et al.*, 2013).

Observamos ainda, embora sem significância, que as alterações das variáveis do CP foram menores nos indivíduos com dispositivo intra-oral, tanto na situação de olhos abertos, como na situação de olhos fechados. No entanto, todas as alterações induzidas pela utilização do dispositivo intra-oral nas variáveis do CP foram positivas, o que revela duas situações: o uso de dispositivo intra-oral permite obter uma posição mandibular mais estável e essa mesma posição estável leva a menores oscilações

corporais, demonstrando a cumplicidade anatômica e funcional que existe entre o sistema estomatognático e o sistema de controlo postural.

Em dois estudos, desenvolvidos no mesmo espaço temporal que este, foi utilizado como denominador comum o dispositivo intra-oral, tendo a interferência da mesma, sido avaliada na performance do *putt* do atleta de golfe por Cheroux, V. (2016) e por Cebola, P. (2016) nos níveis de cortisol salivar e na ansiedade, e que tiveram por base a mesma amostra do nosso estudo. Em ambos, verificou-se igualmente que o uso de dispositivo intra-oral não teve um efeito perturbador sobre a performance e o rendimento desportivo destes atletas.

A interferência do uso de goteira em atletas também foi alvo de estudo por Duddy e seus colaboradores. Foi analisado o efeito do uso de goteira em 18 atletas universitários quando estes praticavam desportos de contacto. Concluíram que o uso de goteira não refletiu qualquer efeito negativo sobre a força e desempenho dos atletas (Duddy & Sr, 2012). Num outro estudo, que visou investigar os efeitos de uma interferência oclusal (compósito de fibra de vidro de 2 mm) sobre a postura corporal em estudantes de medicina, concluíram que a interferência oclusal não influenciava de forma significativa os parâmetros estáticos dos indivíduos (Marini et al., 2013).

Os resultados obtidos neste estudo patentearam a visão como estímulo somatossensorial de suma importância na manutenção do equilíbrio estático ereto, onde o uso de goteira esteve associado a alterações que influenciam positivamente a manutenção do equilíbrio, apesar de as mesmas não serem significativas na análise estatística eleita.

Seria de suma importância científica, o seguimento desta linha de estudo, avaliando os atletas numa fase crónica de uso da goteira, assim como a introdução de um grupo placebo. A comparação destes resultados com um novo grupo, em que a posição mandibular eleita seria a de máxima inter-cuspidação poderia também acarretar informação científica relevante, tal como Bracco et al. (2004).

CONCLUSÃO

Analisar a forma como o ser humano controla a postura e qual o grau de interferência de alguns fatores (idade, condição física, ambiente) nesse equilíbrio postural torna-se fundamental para compreender, categorizar e diagnosticar qualquer déficit postural. A introdução de uma variável externa potencialmente perturbadora do equilíbrio revelou-se uma tarefa árdua e pouco concisa, devido à ausência de protocolos para a recolha do CP e de suas variáveis, de modo a que os resultados pudessem ser aceites como válidos e confiáveis.

Foi possível verificar, regidos pelas linhas de estudo do CP mais preconizadas, que a introdução do dispositivo intra-oral traduziu alterações agudas, embora sem significância estatística, no controlo do equilíbrio postural destes atletas. No entanto, levantamos aqui a questão se estas alterações se tornariam significativas numa fase de adaptação crónica ao uso das mesmas goteiras.

De referir, que a falta de representatividade da amostra poderá igualmente ter levado a resultados menos relevantes.

A reduzida representação do sexo feminino, não permitiu sustentar nenhuma teoria quanto à influência das características antropológicas entre géneros, no equilíbrio postural estático.

Não existem referências sobre qual a condição ideal para a análise do equilíbrio postural nestes contextos, se numa posição estática, se dinâmica

BIBLIOGRAFIA

- Alexandra Kuznetsova, Per Bruun Brockhoff and Rune Haubo Bojesen Christensen (2016). lmerTest: Tests in Linear Mixed Effects Models. R package version 2.0-32. URL <https://CRAN.R-project.org/package=lmerTest>
- Alfieri, F. M. (2008). Distribuição da pressão plantar em idosos após intervenção proprioceptiva. *Revista Brasileira de Cineantropometria E Desempenho Humano*, 10(2). <https://doi.org/10.5007/1980-0037.2008v10n2p137>
- Amat, P. (2009). Occlusion, orthodontics and posture: are there evidences? The example of scoliosis. *International Journal of Stomatology & Occlusion Medicine*, 2(1), 2–10. <https://doi.org/10.1007/s12548-009-0001-4>
- Angelozzi, M., Venditti, G., Madama, M., Iacovazzi, L., Sardella, F., Valenti, M., & Calvisi, V. (2008). Influence of malocclusion on posture and physical performance. *Medicina Dello Sport*, 61(2), 147–157. Retrieved from <Go to ISI>://WOS:000257934700004
- Arent, S. M., Mckenna, J., & Golem, D. L. (2010). Effects of a neuromuscular dentistry- designed mouthguard on muscular endurance and anaerobic power. <https://doi.org/10.1017/S1755254010000231>
- Azevedo, L. A. P., & Nascimento, L. F. C. (2009). A distribuição da força plantar está associada aos diferentes tipos de pés? *Revista Paulista de Pediatria*, 27(3), 309–314. <https://doi.org/10.1590/S0103-05822009000300012>
- Baldini, A., Nota, A., Tripodi, D., & Longoni, S. (2013). Evaluation of the correlation between dental occlusion and posture using a force platform. *Clinics*, 68(1), 45–49. [https://doi.org/10.6061/clinics/2013\(01\)OA07](https://doi.org/10.6061/clinics/2013(01)OA07)
- Baratto, L., Morasso, P. G., Re, C., & Spada, G. (2002). A new look at posturographic analysis in the clinical context: sway-density versus other parameterization techniques. *Motor Control*, 6(3), 246–270.
- Bascarán, J. B. (2013). Odontoposturología: un nuevo campo de actuación para los dentistas. *Gaceta Dental*, 104–120.
- Bilodeau, M., Houck, J., Cuddeford, T., Sharma, S., & Riley, N. (2002). Variations in the relationship between the frequency content of EMG signals and the rate of torque development in voluntary and elicited contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 12(2), 137–45. Retrieved from

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11955986>

- Bont, L. G., Dijkgraaf, L. C., & Stegenga, B. (1997). Epidemiology and natural progression of articular temporomandibular disorders. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics*, 83(1), 72–76. <https://doi.org/10.1079-2104/97>
- Bracco, P., Deregibus, A., & Piscetta, R. (2004). Effects of different jaw relations on postural stability in human subjects. *Neuroscience Letters*, 356(3), 228–230. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2003.11.055>
- Características da RSscan international, 2016 - disponível em http://www.rsscan.com/footscan/entry-level/#tab_products. no dia 13/09/16, às 13h46.
- Carlos, S. (2008). Utilização de diferentes estimulações elétricas para o tratamento da dor em mulheres com disfunção temporomandibular Use of different electrical stimulations for treating pain in women with.
- Casares, G., Thomas, A., Carmona, J., Acero, J., & Vila, C. N. (2014). Influence of oral stabilization appliances in intra-articular pressure of the temporomandibular joint. *Cranio - Journal of Craniomandibular Practice*, 32(3), 219–223. <https://doi.org/10.1179/0886963413Z.00000000030>
- Chaudhry, H., Bukiet, B., Ji, Z., & Findley, T. (2011). Measurement of balance in computer posturography: Comparison of methods-A brief review. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 15(1), 82–91. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2008.03.003>
- Chiari, L., Rocchi, L., & Cappello, A. (2002). Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement. *Clinical Biomechanics*, 17(9–10), 666–677. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(02\)00107-9](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(02)00107-9)
- Com'veau, H., Hébert, R., Prince, F., & Raiche, M. (2000). Intrasession reliability of the “center of pressure minus center of mass” variable of postural control in the healthy elderly. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81(1), 45–48. <https://doi.org/10.1053/apmr.2000.0810045>
- Cuccia, A., & Caradonna, C. (2009). The relationship between the stomatognathic system and body posture. *Clinics (Sao Paulo, Brazil)*, 64(1), 61–66. <https://doi.org/10.1590/S1807-59322009000100011>
- Cuccia, A. M., Caradonna, C., Annunziata, V., & Caradonna, D. (2010). Osteopathic manual therapy versus conventional conservative therapy in the treatment of temporomandibular disorders: A randomized controlled trial. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 14(2), 179–184. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2009.08.002>

- Cuccia, A. M., Caradonna, C., Bruschetta, D., Vaccarino, G., & Milardi, D. (2014). Imaging of temporomandibular joint: approach by direct volume rendering. *Journal of Clinical and Diagnostic Research: JCDR*, 8(11), ZC105-9. <https://doi.org/10.7860/JCDR/2014/9977.5195>
- D'Attilio, M., Caputi, S., Epifania, E., Festa, F., & Tecco, S. (2005). Evaluation of cervical posture of children in skeletal class I, II, and III. *Cranio: The Journal of Craniomandibular Practice*, 23(3), 219–228. <https://doi.org/10.1179/crn.2005.031>
- D'Erme, V., Basile, M., Rampello, A., & Di Paolo, C. (2012). Influence of occlusal splint on competitive athletes performances. *Annali Di Stomatologia*, 3(3–4), 113–8. Retrieved from <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3555471&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>
- De Paiva Tosato, J., Biasotto-Gonzalez, D. A., & Ferreira Caria, P. H. (2007). Effect of massage therapy and of transcutaneous electrical nerve stimulation on pain and electromyographic activity in patients with temporomandibular dysfunction, 14(2).
- Douglas Bates, Martin Maechler, Ben Bolker, Steve Walker (2015). Fitting Linear Mixed-Effects Models Using lme4. *Journal of Statistical Software*, 67(1), 1-48. doi:10.18637/jss.v067.i01.
- Doyle, R. J., Hsiao-Wecksler, E. T., Ragan, B. G., & Rosengren, K. S. (2007). Generalizability of center of pressure measures of quiet standing. *Gait and Posture*, 25(2), 166–171. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.03.004>
- Doyle, T. L., Newton, R. U., & Burnett, A. F. (2005). Reliability of traditional and fractal dimension measures of quiet stance center of pressure in young, healthy people. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86(10), 2034–2040. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2005.05.014>
- Duarte, M., & Zatsiorsky, V. M. (2002). Effects of body lean and visual information on the equilibrium maintenance during stance. *Experimental Brain Research*, 146(1), 60–69. <https://doi.org/10.1007/s00221-002-1154-1>
- Duarte, M., & Freitas, S. M. S. F. (2010). Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio Revision of posturography based on force plate for balance evaluation, 14(3).
- Duddy, F. A., & Sr, R. A. L. (2012). Influence of different types of mouthguards on strength and performance of collegiate athletes: a controlled-randomized trial, (12), 263–267. <https://doi.org/10.1111/j.1600-9657.2011.01106.x>

- Enoka, R. M. (2008). Neuromechanics of human movement. *Human Kinetics*. Retrieved from <http://books.google.com/books?id=2JI04kdV9isC&pgis=1>
- Esposito, G., & Meersseman, J. (1988). Valutazione della relazione esistente tra l'occlusione e la postura. *Il Dentista Moderno*, 923–941.
- Evans, K., & Tuttle, N. (2015). Improving performance in golf: current research and implications from a clinical perspective. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 19(5), 381–9. <https://doi.org/10.1590/bjpt-rbf.2014.0122>
- Fernandes, O. L., Dantas, R. L., & Junior, A. J. C. (2011). Distribuição de força plantar e oscilação do centro de gravidade em atletas de voleibol por posição de jogo. *Revista Eletrônica Saúde E Ciência*, 1(01), 53–64.
- Ferrario, V. F., Sforza, C., Schmitz, J. H., & Taroni, A. (1996). Occlusion and center of foot pressure variation: is there a relationship? *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 76(3), 302–308. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(96\)90176-6](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(96)90176-6)
- Fransson, P., Johansson, R., Hafström, A., & Magnusson, M. (2000). Methods for evaluation of postural control adaptation. *Gait & Posture*, 12(1), 14–24. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10996293>
- Freitas, S. M. S. F., Wieczorek, S. A., Marchetti, P. H., & Duarte, M. (2005). Age-related changes in human postural control of prolonged standing. *Gait and Posture*, 22(4), 322–330. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.11.001>
- Gangloff, P., Louis, J. P., & Perrin, P. P. (2000). Dental occlusion modifies gaze and posture stabilization in human subjects. *Neuroscience Letters*, 293(3), 203–206. [https://doi.org/10.1016/S0304-3940\(00\)01528-7](https://doi.org/10.1016/S0304-3940(00)01528-7)
- Gangloff, P., & Perrin, P. P. (2002). Unilateral trigeminal anaesthesia modifies postural control in human subjects. *Neuroscience Letters*, 330(2), 179–182. [https://doi.org/10.1016/S0304-3940\(02\)00779-6](https://doi.org/10.1016/S0304-3940(02)00779-6)
- Garner, D. P., Dudgeon, W. D., & Mcdivitt, E. J. (2011). The effects of mouthpiece use on cortisol levels during an intense bout of resistance exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(10), 2866–2871
- Gasq, D., Busquet, L., Montoya, R., Gaujac, J., & Dupui, P. (2010). *Complexe odontognathique et posture*.
- Georgia, A., Bastos, D., De Melo Tavares De Lima, M. A., & Fernandes De Oliveira, L. (2005). Evaluation of patients with dizziness and normal electronystagmography using stabilometry Summary. *BRAZILIAN JOURNAL OF OTORHINOLARYNGOLOGY*, 71(713). Retrieved from <http://www.rborl.org.br>

- Gonzalez, Y., Chwirut, J., List, T., & Ohrbach, R. (2014). DC/TMD Examination Protocol. *MedEdPORTAL Publications*. https://doi.org/10.15766/mep_2374-8265.9946
- Gosselin, G., & Fagan, M. (2015). Foam pads properties and their effects on posturography in participants of different weight. *Chiropractic & Manual Therapies*, 23(1), 2. <https://doi.org/10.1186/s12998-014-0045-4>
- H. Rouvière, A. D. (2005). *Anatomia Humana Descriptiva, Tomográfica y Funcional* (11st ed.).
- H. Wickham. ggplot2: Elegant Graphics for Data Analysis. Springer-Verlag New York, 2009.
- Hrysomallis, C. (2011). Balance ability and athletic performance. *Sports Medicine*. <https://doi.org/10.2165/11538560-000000000-00000>
- Katyayan, P. A., Katyayan, M. K., Shah, R. J., & Patel, G. (2013). Efficacy of Appliance Therapy on Temporomandibular Disorder Related Facial Pain and Mandibular Mobility: A Randomized Controlled Study. *Journal of Indian Prosthodontist Society*, pp. 1–11. Springer India. <https://doi.org/10.1007/s13191-013-0320-4>
- Kibana, Y., Ishijima, T., & Hirai, T. (2002). Occlusal support and head posture, 58–63.
- Kleiner, A. F. R., De Camargo Schlittler, D. X., & Del Rosário Sánchez-Arias, M. (2011). O papel dos sistemas visual, vestibular, somatosensorial e auditivo para o controle postural. *Revista Neurociencias*.
- Lafond, D., Corriveau, H., Hébert, R., & Prince, F. (2004). Intrasession reliability of center of pressure measures of postural steadiness in healthy elderly people. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(6), 896–901.
- Lee, S.-Y., Park, Y.-J., Park, H.-M., Bae, H.-J., Yu, M.-J., Choi, H.-W., & Hwang, N.-Y. (2014). Effect of the Mandibular Orthopedic Repositioning Appliance (MORA) on Forearm Muscle Activation and Grasping Power during Pinch and Hook Grip. *Journal of Physical Therapy Science*, 26(2), 195–7. <https://doi.org/10.1589/jpts.26.195>
- Leib, A.M. The occlusal bite splint – a noninvasive therapy for occlusal habits and temporomandibular disorders. *Compendium Contin Educ. Dent.*, v.17, n.11, p. 1081-1090, Nov. 1983.
- Lima, L. C. de O., Baraúna, M. A., Sologurem, M. J. J., Canto, R. S. de T., & Gastaldi, A. C. (2004). Postural alterations in children with mouth breathing assessed by

- computerized biophotogrammetry. *Journal of Applied Oral Science : Revista FOB*, 12(3), 232–237. <http://doi.org/10.1590/S1678-77572004000300014>
- Maixner, W., Diatchenko, L., Dubner, R., Fillingim, R. B., Greenspan, J. D., Knott, C., ... Slade, G. D. (2011). Orofacial pain prospective evaluation and risk assessment study--the OPPERA study. *The Journal of Pain : Official Journal of the American Pain Society*, 12(11 Suppl), T4-11–2. <https://doi.org/10.1016/j.jpain>
 - Marini, I., Gatto, M. R., Bartolucci, M. L., Bortolotti, F., Alessandri Bonetti, G., & Michelotti, A. (2013). Effects of experimental occlusal interference on body posture: An optoelectronic stereophotogrammetric analysis. *Journal of Oral Rehabilitation*, 40(7), 509–518. <https://doi.org/10.1111/joor.12064>
 - Marta, S., Silva, L., Castro, M. A., Pezarat-Correia, P., & Cabri, J. (2012). Electromyography variables during the golf swing: a literature review. *Journal of Electromyography and Kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 22(6), 803–13. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.04.002>
 - Maurer, C., & Peterka, R. J. (2005). A new interpretation of spontaneous sway measures based on a simple model of human postural control. *Journal of Neurophysiology*, 93, 189–200. <https://doi.org/10.1152/jn.00221.2004>.
 - Melzer, I., Benjuya, N., & Kaplanski, J. (2004). Postural stability in the elderly: a comparison between fallers and non-fallers. *Age and Ageing*, 33(6), 602–7. <https://doi.org/10.1093/ageing/afh218>
 - Mesquita, L. S. de A., Carvalho, Fabiana Teixeira Fonseca, J. M. A. Da, Neto, O. P., & Zangaro, R. A. (2013). Análise do comportamento da Distribuição Plantar Estática em idosos através da Baropodometria. *Encontro de Pós Graduação E Iniciação Científica*.
 - Michelotti, A., Buonocore, G., Manzo, P., Pellegrino, G., & Farella, M. (2011). Dental occlusion and posture: An overview. *Progress in Orthodontics*, 12(1), 53–58. <https://doi.org/10.1016/j.pio.2010.09.010>
 - Michelotti, A., Iodice, G., Vollaro, S., Steenks, M. H., & Farella, M. (2012). Evaluation of the short-term effectiveness of education versus an occlusal splint for the treatment of myofascial pain of the jaw muscles. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 143(1), 47–53. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2012.0018>
 - Morasso, P., Bottaro, A., Casadio, M., & Sanguineti, V. (2005). Preflexes and internal models in biomimetic robot systems. *Cognitive Processing*.

<https://doi.org/10.1007/s10339-004-0039-6>

- Murphy, M. K., MacBarb, R. F., Wong, M. E., & Athanasiou, K. A. (2013). Temporomandibular disorders: a review of etiology, clinical management, and tissue engineering strategies. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 28(6), e393-414. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24278954>
- Nekora, A., Evlioglu, G., Ceyhan, A., Keskin, H., & Issever, H. (2009). Patient responses to vacuum formed splints compared to heat cured acrylic splints: pilot study. *Journal of Maxillofacial and Oral Surgery*, 8(1), 31–3. <https://doi.org/10.1007/s12663-009-0008-9>
- Nishimori, L., Rodrigues Martins, J., Marson, F. C., Sábio, S., Silva, C., & Corrêa, G. (2014). Uningá, 17(March), 59–64.
- Nunes, P. C., Maciel, R. L. R., & Babinski, M. A. (2005). Propriedades anatômicas e funcionais da ATM com aplicabilidade no tratamento fisioterapêutico. *Fisioterapia Brasil*, 6(5), 381–387.
- Okeson, J. P. (2013). *Management of Temporomandibular Disorders And Occlusion* (Vol. 7th).
- Orthlieb, J. D., Brocard, D., Jean, S., Armelle, M. (2002). Occlusion, principes pratiques (2^a ed).
- Oshima, T., Nakase, J., Takata, Y., Numata, H., & Tsuchiya, H. (2015). Poor Static Balance is a Novel Risk Factor for Non-contact Anterior Cruciate Ligament Injury. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 3(2 Suppl). <http://doi.org/10.1177/2325967115S00110>
- Perinetti, G., Contardo, L., Silvestrini-Biavati, A., Biasati, A. S., Perdoni, L., & Castaldo, A. (2010). Dental malocclusion and body posture in young subjects: a multiple regression study. *Clinics (São Paulo, Brazil)*, 65(7), 689–95. <https://doi.org/10.1590/S1807-59322010000700007>
- Plowman, S. A., & Smith, D. L. (2014). *Exercise Physiology for Health Fitness and Performance* (4^o ed.).
- Prieto, T. E., Myklebust, J. B., Hoffmann, R. G., Lovett, E. G., & Myklebust, B. M. (1996). Measures of postural steadiness: Differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 43(9), 956–966.
- <http://doi.org/10.1109/10.532130>
- Raymakers, J. A., Samson, M. M., & Verhaar, H. J. J. (2005). The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s). *Gait and Posture*, 21(1), 48–58.

<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2003.11.006>

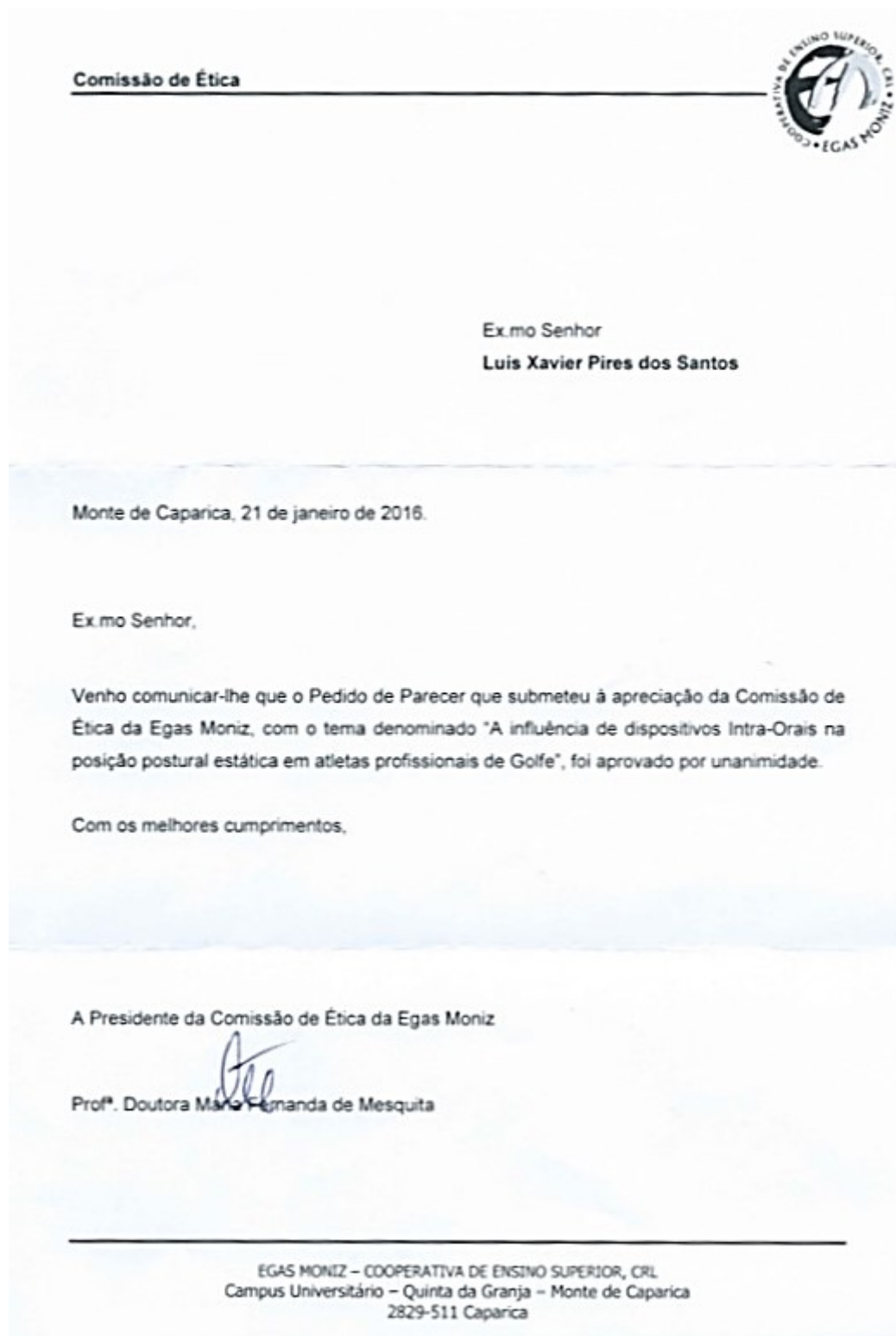
- R Core Team (2016). R: A language and environment for statistical computing. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria. URL:<https://www.R-project.org/>.
- Ringhof, S., Hellmann, D., Meier, F., Etz, E., Schindler, H. J., & Stein, T. (2015). The effect of oral motor activity on the athletic performance of professional golfers. *Frontiers in Psychology*, 6(June), 750. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2015.00750>
- Romero-Reyes, M., & Uyanik, J. M. (2014). Orofacial pain management: Current perspectives. *Journal of Pain Research*, 7, 99–115. <https://doi.org/10.2147/JPR.S37593>
- Rugelj, D. (2007). Analysis of Postural Sway Data of Elderly Subjects. *Proceedings of the 6th WSEAS International Conference on Signal Processing, Robotics and Automation*, 16(19), 102–106.
- Rusu, L., Neamtu, M. C., Rosulescu, E., Cosma, G., Dragomir, M., & Marin, M. I. (2014). Analysis of foot and ankle disorders and prediction of gait in multiple sclerosis rehabilitation. *European Journal of Medical Research*, 19, 73. <https://doi.org/10.1186/s40001-014-0073-5>
- Rubinoff, M.S. Gross, A.; McCall, W.P. Convencional and no- nocluding splint therapy compared for patient whit myofas- cial pain dysfunction syndrome. *gen. Dent.*, Chicago, v. 35, p. 502-506, Nov/dec 1987
- Saddu, S. C., Dyasanoor, S., Valappila, N. J., & Ravi, B. V. (2015). The Evaluation of Head and Craniocervical Posture among Patients with and without Temporomandibular Joint Disorders- A Comparative Study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research : JCDR*, 9(8), ZC55-8. <http://doi.org/10.7860/JCDR/2015/12830.6343>
- Saito, E. T., Akashi, P. M. H., & de Camargo Neves Sacco, I. (2009). Global Body Posture Evaluation in Patients with Temporomandibular Joint Disorder. *Clinics (Sao Paulo, Brazil)*, 64(1), 35–39. <https://doi.org/10.1590/S1807-59322009000100007>
- Sakaguchi, K., Mehta, N. R., Abdallah, E. F., Forgione, A. G., Hirayama, H., Kawasaki, T., & Yokoyama, A. (2007). Examination of the relationship between mandibular position and body posture. *Cranio - Journal of Craniomandibular Practice*, 25(4), 237–249. <http://doi.org/10.1179/crn.2007.037>
- Sala, E., & Garcia, P. (2013). *Odontología Preventiva y Comunitaria: Principios, métodos y aplicaciones*. (4ª ed.)

- Schiffman, E., Ohrbach, R., Truelove, E., Look, J., Anderson, G., List, T., ... Gonzalez, Y. (2013). Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders (DC/TMD) Clinical Examination Protocol.
- Schiffman, E., Ohrbach, R., Truelove, E., Look, J., Anderson, G., Goulet, J.-P., Dworkin, S. F. (2014). Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders (DC/TMD) for Clinical and Research Applications: Recommendations of the International RDC/TMD Consortium Network* and Orofacial Pain Special Interest Group†. *Journal of Oral & Facial Pain and Headache*, 28(1), 6–27. <https://doi.org/10.11607/jop.1151>
- Schiffman, E., Ms, D. D. S., & Dds, R. O. (2016). Executive summary of the Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders for clinical and research applications. *The Journal of the American Dental Association*, 1–8. <https://doi.org/10.1016/j.adaj.2016.01.007>
- Sforza, C., Tartaglia, G. M., Solimene, U., Morgun, V., Kaspranskiy, R. R., & Ferrario, V. F. (2006). Occlusion, sternocleidomastoid muscle activity, and body sway: a pilot study in male astronauts. *Cranio: The Journal of Craniomandibular Practice*, 24(1), 43–49.
- Sistema de Handicap EGA - Disponível em http://portal.fpg.pt/c/document_library/get_file?p_l_id=20329&folderId=20582&name=DLFE-7324.pdf no dia 9/09/2016, às 17h56.
- Smith, SD. (1978) Muscular strength correlated to jaw posture and the temporomandibular joint. *N Y State Dent J* 44: 278–285.
- Strini, P., Sousa, G., Bernardino Júnio, R., Strini, P., & Neto, A. (2009). Alterações biomecânicas em pacientes portadores de Disfunção Temporomandibular antes e após o uso de dispositivos oclusais Biomechanical alterations in patients with temporomandibular disorders before and after the use of occlusal splint. *V. 17*, 42–47.
- Tabrizi, H. B., Abbasi, A., & Sarvestani, H. J. (2013). Comparing the Static and Dynamic Balances and Their Relationship with the Anthropometrical Characteristics in the Athletes of Selected Sports. *Middle-East Journal of Scientific Research*, 15(2), 216–221.
- Tardieu, C., Dumitrescu, M., Giraudeau, A., Blanc, J. L., Cheynet, F., & Borel, L. (2009). Dental occlusion and postural control in adults. *Neuroscience Letters*, 450(2), 221–224. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2008.12.005>
- Tecco, S., Colucci, C., Caraffa, A., Salini, V., & Festa, F. (2007). Cervical lordosis in

- patients who underwent anterior cruciate ligament injury: a cross-sectional study. *Cranio : The Journal of Craniomandibular Practice*, 25(1), 42–49.
- Teixeira, C. (2010). Equilíbrio E Controle Postural. *Journal of Biomechanics. Revista Brasileira de Vol. 11*, 30–40. Retrieved from <http://citrus.uspnet.usp.br/biomecan/ojs/index.php/rbb/article/view/151>
 - Tropp, H., Ekstrand, J., & Gillquist, J. (1984). Factors affecting stabilometry recordings of single limb stance. *The American Journal of Sports Medicine*, 12(3), 185–188. <https://doi.org/10.1177/036354658401200302>
 - Tuncer, A. B., Ergun, N., Tuncer, A. H., & Karahan, S. (2013). Effectiveness of manual therapy and home physical therapy in patients with temporomandibular disorders: A randomized controlled trial. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 17(3), 302–308. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2012.10.006>
 - Vieira, S., Member, S., Kaymak, U., & Sousa, M. (2010). Cohen's Kappa Coefficient as a Performance Measure for Feature Selection. 2010 IEEE International Conference, (pp. 1-8). Lisbon .
 - Winter, D. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*. [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(96\)82849-9](https://doi.org/10.1016/0966-6362(96)82849-9)
 - Zagalo, C., Cavacas, A., Silva, A., Envagelista, J., Oliveira, P., & Tavares, V. (2010). *Anatomia da Cabeça e do Pescoço e Anatomia Dentária* (1st ed.). Egas Moniz Publicações, Ed.
 - Zemková, E. (2011). Assessment of Balance in Sport: Science and Reality. *Serbian Journal of Sports Sciences*, 5(4), 127–139. Retrieved from <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=s3h&AN=78302564&lang=pt-br&site=ehost-live>
 - Zonnenberg, a. J. J., & Mulder, J. (2014). The efficacy of a specific stabilization splint. *Cranio - Journal of Craniomandibular Practice*, 32(1), 68–74. <https://doi.org/10.1179/0886963413Z.0000000008>
 - Zarb, G. A., Carlsson, G. E., Sessle, B. J., & Mohl, N. D. (2000). *Disfunções da Articulação Temporomandibular e dos Músculos da Mastigação* (2^a ed.)

ANEXOS

Anexo I - Aprovação da Comissão de Ética do Instituto Superior Ciências da Saúde Egas Moniz



Anexo II – Texto Explicativo do Protocolo Experimental

**"A Influência de Dispositivos Intra-Orais Na Posição Postural Estática Em Atletas Profissionais De Golfe"**

No âmbito do Mestrado Integrado em Medicina Dentária, sob a orientação do Prof. Doutora Catarina Godinho, o estudo **"A Influência de Dispositivos Intra-Orais Na Posição Postural Estática Em Atletas Profissionais De Golfe"**, a realizar por mim, Luís Xavier Pires dos Santos, pretende avaliar a posição postural estática em atletas profissionais de Golfe com o uso de dispositivos intra-orais.

Assim, inicialmente é-lhe requerido que preencha um consentimento informado de modo a aceitar as condições do estudo.

Posteriormente será realizado um questionário (DC/TMD) que tem como **objectivo** anotar medições como relação entre os dentes, abertura máxima, **clicks** em abertura e encerramento e ainda dor à palpação dos músculos.

Por fim, e após o preenchimento do questionário inicial e do DC/TMD, proceder-se-á à 3ª e última parte da sua participação que consiste no uso de dispositivos intra-orais totalmente a adaptados em Relação Cêntrica (RC). Este procedimento será avaliado através de uma plataforma de pressão, em 4 condições, com 3 repetições com e sem dispositivo intra-oral, **olhos** abertos e Fechados, por atleta.

Os dados obtidos são confidenciais e acessíveis unicamente aos investigadores do projeto, e estes são trabalhados de uma forma que nunca está identificada a pessoa a quem foram recolhidos.

A sua participação é voluntária e anónima. Todas as informações recolhidas serão absolutamente confidenciais e estarão abrangidas pelo segredo profissional. Os procedimentos utilizados seguem as normas éticas, não oferecendo riscos de qualquer natureza.

Se o doente recusar participar, isso não **afectará** de forma alguma a sua relação com os técnicos de saúde ou o seu tratamento.

Muito obrigada pela colaboração

Anexo III - Termo de Consentimento Informado



Monte de Caparica, 23 de Novembro de 2015

Exmo.(a) Sr.(a),

No âmbito do Mestrado Integrado em Medicina Dentária na Unidade Curricular de Trabalho de projeto final do Instituto Superior de Ciências da Saúde Egas Moniz, sob a orientação da Prof. Doutora Catarina Godinho e do Prof. Doutor Sérgio Félix solicita-se autorização para a participação no estudo "A Influência de Dispositivos Intra-Orais Na Posição Postural Estática Em Atletas Profissionais De Golfe" com o objetivo de avaliar a alterações na postura estática do atleta após utilização dos aparelhos intra-orais.

A participação neste estudo é voluntária. A sua não participação não lhe trará qualquer prejuízo.

Este estudo pode trazer benefícios tais como uma melhoria da performance do atleta ao nível da postura ao progresso do conhecimento.

A informação recolhida destina-se unicamente a tratamento estatístico e/ou publicação e será tratada pelo(s) orientador(es) e/ou pelos seus mandatados. A sua recolha é anónima e confidencial.

(Riscar o que não interessa)

ACEITO/NÃO ACEITO participar neste estudo, confirmando que fui esclarecido sobre as condições do mesmo e que não tenho dúvidas.

(Assinatura do participante ou, no caso de menores, do pai/mãe ou tutor legal)

Anexo IV - Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders

DC/TMD Examination Form		Date filled out (mm-dd-yyyy)								
Patient _____ Examiner _____		<table border="1" style="width:100%; height: 20px; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> </tr> </table>								
1a. Location of Pain: Last 30 days (Select all that apply)										
RIGHT PAIN	LEFT PAIN									
<input type="radio"/> None <input type="radio"/> Temporals <input type="radio"/> Other m muscles <input type="radio"/> Non-mast structures <input type="radio"/> Masseter <input type="radio"/> TMJ	<input type="radio"/> None <input type="radio"/> Temporals <input type="radio"/> Other m muscles <input type="radio"/> Non-mast structures <input type="radio"/> Masseter <input type="radio"/> TMJ									
1b. Location of Headache: Last 30 days (Select all that apply)										
<input type="radio"/> None <input type="radio"/> Temporal <input type="radio"/> Other	<input type="radio"/> None <input type="radio"/> Temporal <input type="radio"/> Other									
2. Incisal Relationships Reference tooth <input type="radio"/> FDJ #11 <input type="radio"/> FDJ #21 <input type="radio"/> Other										
Horizontal Incisal Overjet: <input type="checkbox"/> if negative	<table border="1" style="width: 40px; height: 20px; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 20px;"></td> <td style="width: 20px;"></td> </tr> </table> mm			Vertical Incisal Overlap: <input type="checkbox"/> if negative						
	<table border="1" style="width: 40px; height: 20px; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 20px;"></td> <td style="width: 20px;"></td> </tr> </table> mm			Midline Deviation: <input type="radio"/> Right <input type="radio"/> Left <input type="radio"/> N/A						
		<table border="1" style="width: 40px; height: 20px; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 20px;"></td> <td style="width: 20px;"></td> </tr> </table> mm								
3. Opening Pattern (Supplemental): Select all that apply										
<input type="radio"/> Straight <input type="radio"/> Corrected deviation		<u>Uncorrected Deviation</u> <input type="radio"/> Right <input type="radio"/> Left								
4. Opening Movements										
A. Pain free Opening										
<table border="1" style="width: 40px; height: 20px; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 20px;"></td> <td style="width: 20px;"></td> </tr> </table> mm			RIGHT SIDE	LEFT SIDE						
	Pain Familiar Pain Familiar Headache	Pain Familiar Pain Familiar Headache								
B. Maximum Unassisted Opening	Temporals <input type="radio"/> N <input type="radio"/> Y	Temporals <input type="radio"/> N <input type="radio"/> Y								
<table border="1" style="width: 40px; height: 20px; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 20px;"></td> <td style="width: 20px;"></td> </tr> </table> mm			Masseter <input type="radio"/> N <input type="radio"/> Y	Masseter <input type="radio"/> N <input type="radio"/> Y						
	TMJ <input type="radio"/> N <input type="radio"/> Y	TMJ <input type="radio"/> N <input type="radio"/> Y								
	Other M Musc <input type="radio"/> N <input type="radio"/> Y	Other M Musc <input type="radio"/> N <input type="radio"/> Y								
	Non-mast <input type="radio"/> N <input type="radio"/> Y	Non-mast <input type="radio"/> N <input type="radio"/> Y								
C. Maximum Assisted Opening	Temporals <input type="radio"/> N <input type="radio"/> Y	Temporals <input type="radio"/> N <input type="radio"/> Y								
<table border="1" style="width: 40px; height: 20px; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 20px;"></td> <td style="width: 20px;"></td> </tr> </table> mm			Masseter <input type="radio"/> N <input type="radio"/> Y	Masseter <input type="radio"/> N <input type="radio"/> Y						
	TMJ <input type="radio"/> N <input type="radio"/> Y	TMJ <input type="radio"/> N <input type="radio"/> Y								
	Other M Musc <input type="radio"/> N <input type="radio"/> Y	Other M Musc <input type="radio"/> N <input type="radio"/> Y								
D. Terminated? <input checked="" type="radio"/> N <input type="radio"/> Y	Non-mast <input type="radio"/> N <input type="radio"/> Y	Non-mast <input type="radio"/> N <input type="radio"/> Y								
5. Lateral and Protrusive Movements										
A. Right Lateral										
<table border="1" style="width: 40px; height: 20px; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 20px;"></td> <td style="width: 20px;"></td> </tr> </table> mm			RIGHT SIDE	LEFT SIDE						
	Pain Familiar Pain Familiar Headache	Pain Familiar Pain Familiar Headache								
	Temporals <input type="radio"/> N <input type="radio"/> Y	Temporals <input type="radio"/> N <input type="radio"/> Y								
	Masseter <input type="radio"/> N <input type="radio"/> Y	Masseter <input type="radio"/> N <input type="radio"/> Y								
	TMJ <input type="radio"/> N <input type="radio"/> Y	TMJ <input type="radio"/> N <input type="radio"/> Y								
	Other M Musc <input type="radio"/> N <input type="radio"/> Y	Other M Musc <input type="radio"/> N <input type="radio"/> Y								
	Non-mast <input type="radio"/> N <input type="radio"/> Y	Non-mast <input type="radio"/> N <input type="radio"/> Y								
B. Left Lateral										
<table border="1" style="width: 40px; height: 20px; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 20px;"></td> <td style="width: 20px;"></td> </tr> </table> mm			Temporals <input type="radio"/> N <input type="radio"/> Y	Temporals <input type="radio"/> N <input type="radio"/> Y						
	Masseter <input type="radio"/> N <input type="radio"/> Y	Masseter <input type="radio"/> N <input type="radio"/> Y								
	TMJ <input type="radio"/> N <input type="radio"/> Y	TMJ <input type="radio"/> N <input type="radio"/> Y								
	Other M Musc <input type="radio"/> N <input type="radio"/> Y	Other M Musc <input type="radio"/> N <input type="radio"/> Y								
	Non-mast <input type="radio"/> N <input type="radio"/> Y	Non-mast <input type="radio"/> N <input type="radio"/> Y								
C. Protrusion										
<table border="1" style="width: 40px; height: 20px; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 20px;"></td> <td style="width: 20px;"></td> </tr> </table> mm			Temporals <input type="radio"/> N <input type="radio"/> Y	Temporals <input type="radio"/> N <input type="radio"/> Y						
<input type="checkbox"/> if negative	Masseter <input type="radio"/> N <input type="radio"/> Y	Masseter <input type="radio"/> N <input type="radio"/> Y								
	TMJ <input type="radio"/> N <input type="radio"/> Y	TMJ <input type="radio"/> N <input type="radio"/> Y								
	Other M Musc <input type="radio"/> N <input type="radio"/> Y	Other M Musc <input type="radio"/> N <input type="radio"/> Y								
	Non-mast <input type="radio"/> N <input type="radio"/> Y	Non-mast <input type="radio"/> N <input type="radio"/> Y								

6. TMJ Noises During Open & Close Movements												
RIGHT TMJ					LEFT TMJ							
	Examiner		Patient	Pain w/ Click	Familiar Pain		Examiner		Patient	Pain w/ Click	Familiar Pain	
	Open	Close				Open	Close					
Click	N	Y	N	Y	N	Y	N	Y	N	Y	N	Y
Crepitus	N	Y	N	Y	N	Y	N	Y	N	Y	N	Y

7. TMJ Noises During Lateral & Protrusive Movements										
RIGHT TMJ					LEFT TMJ					
	Examiner	Patient	Pain w/ Click	Familiar Pain		Examiner	Patient	Pain w/ Click	Familiar Pain	
Click	N	Y	N	Y	N	Y	N	Y	N	Y
Crepitus	N	Y	N	Y	N	Y	N	Y	N	Y

8. Joint Locking									
RIGHT TMJ					LEFT TMJ				
	Locking		Reduction			Locking		Reduction	
	While Opening	Wide Open Position	Patient	Examiner	While Opening	Wide Open Position	Patient	Examiner	
While Opening	N	Y	N	Y	N	Y	N	Y	
Wide Open Position	N	Y	N	Y	N	Y	N	Y	

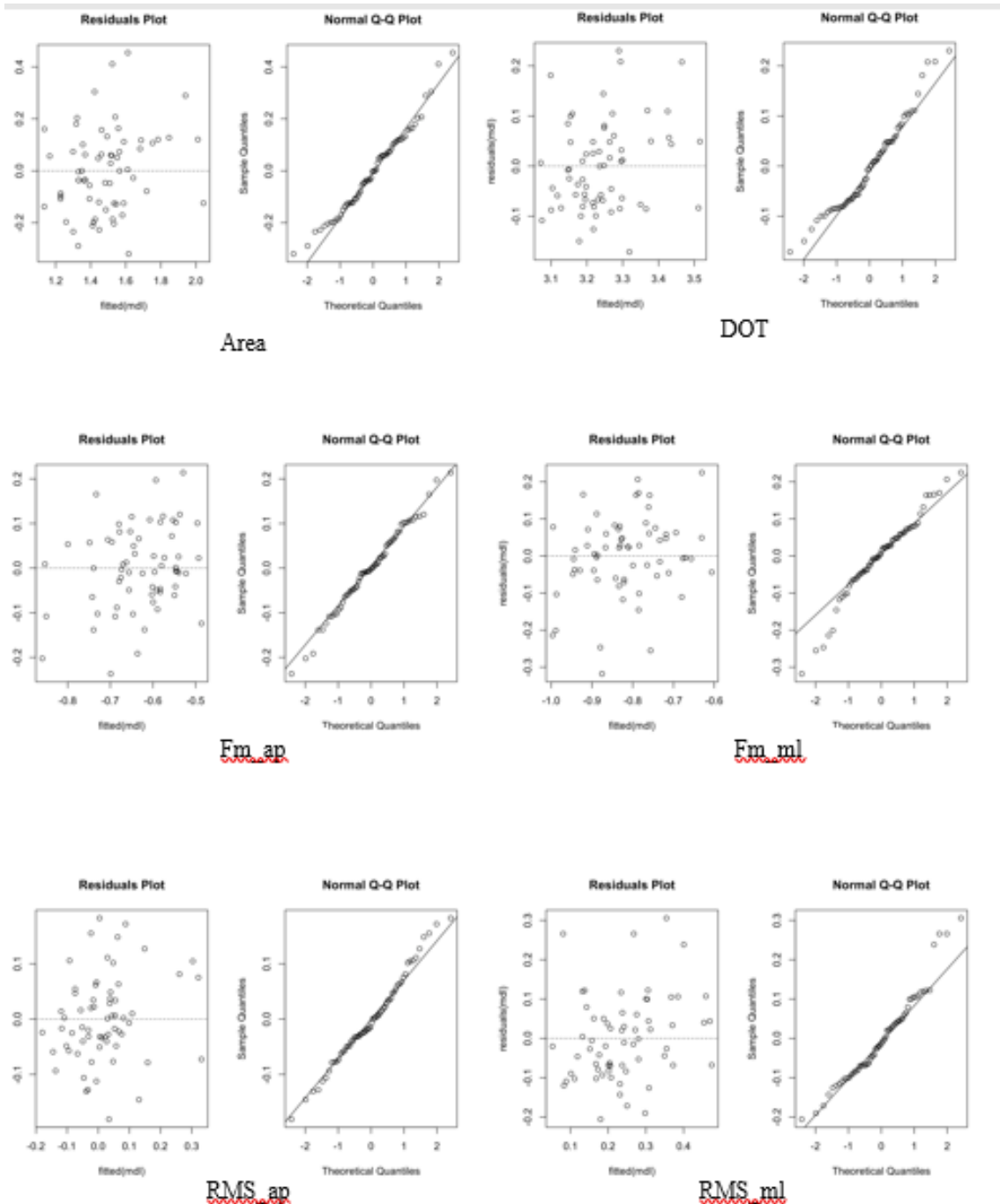
9. Muscle & TMJ Pain with Palpation									
RIGHT SIDE					LEFT SIDE				
	Pain	Familiar Pain	Familiar Headache	Referred Pain		Pain	Familiar Pain	Familiar Headache	Referred Pain
(1 kg)					(1 kg)				
Temporalis (posterior)	N	Y	N	Y	Temporalis (posterior)	N	Y	N	Y
Temporalis (middle)	N	Y	N	Y	Temporalis (middle)	N	Y	N	Y
Temporalis (anterior)	N	Y	N	Y	Temporalis (anterior)	N	Y	N	Y
Masseter (origin)	N	Y	N	Y	Masseter (origin)	N	Y	N	Y
Masseter (body)	N	Y	N	Y	Masseter (body)	N	Y	N	Y
Masseter (insertion)	N	Y	N	Y	Masseter (insertion)	N	Y	N	Y
TMJ									
Lateral pole (0.5 kg)	N	Y	N	Y	Lateral pole (0.5 kg)	N	Y	N	Y
Around lateral pole (1 kg)	N	Y	N	Y	Around lateral pole (1 kg)	N	Y	N	Y

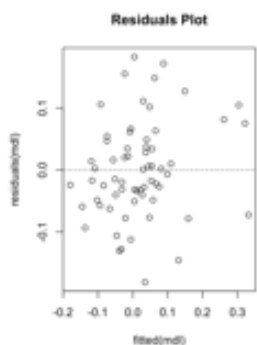
10. Supplemental Muscle Pain with Palpation									
RIGHT SIDE					LEFT SIDE				
	Pain	Familiar Pain	Referred Pain		Pain	Familiar Pain	Referred Pain		
(0.5 kg)				(0.5 kg)					
Posterior mandibular region	N	Y	N	Y	Posterior mandibular region	N	Y	N	Y
Submandibular region	N	Y	N	Y	Submandibular region	N	Y	N	Y
Lateral pterygoid area	N	Y	N	Y	Lateral pterygoid area	N	Y	N	Y
Temporalis tendon	N	Y	N	Y	Temporalis tendon	N	Y	N	Y

Anexo V - Índice de Kappa (Carletta, 2008 e Vieira *et al*, 2010)

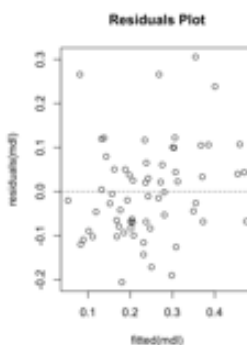
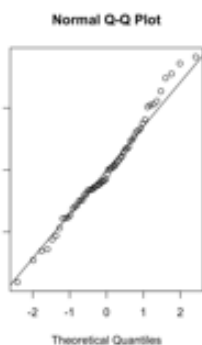
$$K = \frac{\Pr(a) - \Pr(e)}{1 - \Pr(e)}$$

Anexo VI - Gráficos de residuais Plot e normal Q-Q Plot da amostra

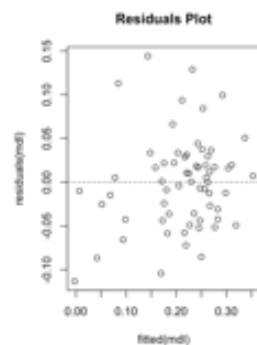
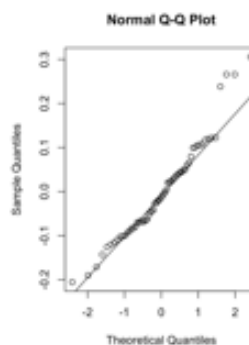




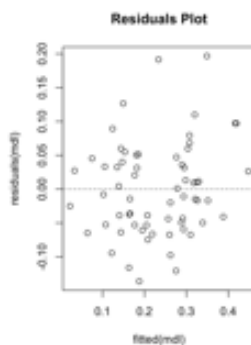
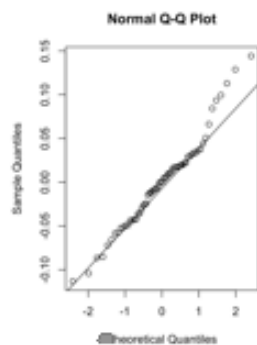
SD_ap



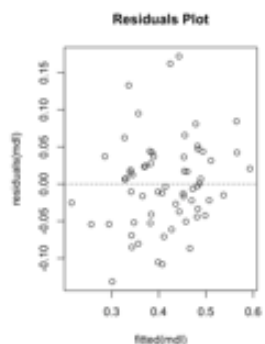
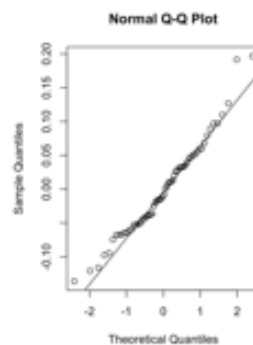
SD_ml



Vm_ap



Vm_ml



VMT

